

Studie zur Dimensionsgenauigkeit digitaler Abformungen von Implantaten mittels intraoraler Scansysteme

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

des Fachbereichs Medizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Holger Sebastian Kämpe

aus Berlin

Gießen 2018

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik,
unter der Leitung von Prof. Dr. Bernd Wöstmann,
des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen

Gutachter: Prof. Dr. Bernd Wöstmann

Gutachter: PD Dr. Dr. Heidrun Schaaf

Tag der Disputation: 10.09.2019

Meiner lieben Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
2	LITERATURÜBERSICHT	3
2.1	Abformung von Implantaten.....	3
2.1.1	Die Implantat-Abformung, konventionell oder digital - Grundlagen.....	3
2.2	Konventioneller Workflow in der Implantatprothetik	4
2.2.1	Abformmaterialien	5
2.2.2	Polyether	6
2.2.3	A-Silikone	8
2.2.4	Abformtechniken	9
2.2.5	Modellherstellung	11
2.3	Digitaler Workflow in der Implantatprothetik.....	12
2.3.1	Datenerfassung, CAI (Computer Aided Impressioning).....	13
2.3.2	CAD und CAM - Verarbeitung und Konstruktion.....	16
2.3.3	CEREC Bluecam AC/ CEREC Omnicam AC.....	16
2.3.4	Cara Trios.....	18
2.3.5	Lava C.O.S. / True Definition Scanner.....	20
2.4	Genauigkeit intraoraler Scanverfahren	23
2.5	Studienlage zur Genauigkeit digitaler Ganzkieferabformungen	26
3	ZIEL DER ARBEIT	33
4	MATERIAL UND METHODE	34
4.1	Rahmenbedingungen	34

4.2	Studienaufbau	34
4.3	Implantat-Urmodell	35
4.3.1	Konzeption.....	35
4.4	Verwendete intraorale Scanner und Scanvorgang	38
4.4.1	Scanner.....	38
4.4.2	Durchführung der Scans mit den intraoralen Scansystemen	39
4.5	Analyse der Datensätze.....	40
4.5.1	Referenzsystem 1: Koordinatenmessmaschine THOME Rapid	40
4.5.2	Referenzsystem 2: ATOS Core.....	41
4.5.3	Vermessung des Urmodells	42
4.5.4	Vermessung der digitalen Modelle der Intraoralscanner	43
4.5.5	Oberflächenanalyse der digitalen Modelle der Intraoralscans	45
4.6	Statistische Analyse	46
5	ERGEBNISSE	47
5.1	Distanzen	47
5.1.1	Abstand Z1_Z2	47
5.1.2	Abstand Z1_Z3	49
5.1.3	Abstand Z1_Z4	50
5.1.4	Abstand Z2_Z3	51
5.1.5	Abstand Z2_Z4	53
5.1.6	Abstand Z3_Z4	54
5.1.7	Abstände kumuliert.....	56
5.2	Winkel.....	57
5.2.1	Neigungsabweichung kumuliert	57

5.2.2	Rotationsabweichung kumuliert	59
5.3	Koordinaten ganzer Kiefer.....	61
5.3.1	Abweichungen in x-Richtung kumuliert - ganzer Kiefer (Beträge)	61
5.3.2	Abweichungen in y-Richtung kumuliert - ganzer Kiefer (Beträge)	63
5.3.3	Abweichungen in Z-Richtung kumuliert - ganzer Kiefer (Beträge).....	64
5.4	Koordinaten nach Quadranten	66
5.4.1	Abweichungen in x-Richtung – Quadrant I vs. II (Beträge).....	66
5.4.2	Abweichungen in y-Richtung – Quadrant I vs. II (Beträge).....	68
5.4.3	Abweichungen in z-Richtung – Quadrant I vs. II (Beträge).....	70
5.5	Koordinaten nach Quadranten – räumliche Verzerrung.....	73
5.5.1	Abweichungen in x-Richtung – Quadrant I vs. II (absolute Werte)	73
5.5.2	Abweichungen in y-Richtung – Quadrant I vs. II (absolute Werte)	75
5.5.3	Abweichungen in z-Richtung – Quadrant I vs. II (absolute Werte)	77
5.6	Flächenabweichung	79
5.6.1	Positive Flächenabweichungen	80
5.6.2	Negative Flächenabweichungen	81
5.6.3	Flächenabweichungen insgesamt.....	83
5.7	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	84
6	DISKUSSION	86
6.1	Methodenkritik.....	86
6.1.1	Urmodell und Vermessungsaufbauten	88
6.1.2	Scanvorgang.....	90
6.1.3	Datenerhebung	91
6.2	Diskussion der Ergebnisse	95

6.2.1	Scanfehler allgemein.....	95
6.2.2	Scanfehler speziell	96
6.2.3	Vergleich der Scanner untereinander	96
6.2.4	Einordnung der Ergebnisse in die Literatur	98
6.2.5	Deutung der Ergebnisse	101
6.2.6	Klinische Relevanz der Ergebnisse.....	105
6.3	Schlussfolgerung.....	108
7	ZUSAMMENFASSUNG	109
8	SUMMARY	111
9	LITERATURVERZEICHNIS	113
10	ANHANG	124
10.1	Abbildungsverzeichnis.....	124
10.2	Tabellenverzeichnis	127
11	ERKLÄRUNG.....	129
12	DANKSAGUNG	130
13	LEBENS LAUF	131

1 Einleitung

Die Versorgung mit implantatgestütztem Zahnersatz ist mittlerweile zu einem festen Bestandteil der Zahnmedizin geworden und bietet eine umfangreiche Alternative zur konventionellen prothetischen Therapie. Enossale Implantate sind alloplastische Materialien, die in den Kieferknochen eingebracht und in das knöcherne Gewebe integriert werden.^[60] BRÅNEMARK et al.^[14] definierten erstmals den Begriff der Osseointegration von enossalen Implantaten und wiesen anhand mehrerer Studien eine direkte, mikroskopisch nachweisbare Verbindung von enossalen Implantaten mit der umgebenen Knochenmatrix nach.^[13-15] Diese ankylotische Integration in das knöcherne Gewebe ermöglicht eine funktionell stabile und belastbare Konstruktion, die darüber hinaus durch regelmäßige funktionelle Reize einer fortschreitenden Kieferatrophie entgegenwirken kann.^[60] Insofern bieten enossale Implantate heutzutage aus funktioneller und ästhetischer Sicht eine Alternative zur konventionellen, prothetischen Behandlung.^[112] Allerdings stellt diese Art der Therapie besondere Anforderungen an die Präzision des Abformverfahrens. Im Gegensatz zur Abformung natürlicher Zähne kommt es bei der Abformung von enossal verankerten Implantaten in besonderem Maße auf die Dimensionstreue der Abformung an. Verständlich wird dies bei der vergleichenden Betrachtung der Verankerung natürlicher Zahnwurzeln und Implantaten. Natürliche Zähne besitzen durch ihre parodontale Verankerung ein gewisses Spiel von ca. 100 µm,^[112] wodurch minimale Inkongruenzen prothetischer Versorgungen kompensiert werden können. Ein ankylotisch integriertes Implantat hingegen weist keinerlei Eigenbeweglichkeit auf und besitzt somit keinen Bewegungsspielraum. Infolgedessen können selbst minimale Dimensionsungenauigkeiten dazu führen, dass Suprakonstruktionen nicht eingegliedert werden können^[20] oder aber innerhalb der prothetischen Versorgung endogene Spannungen entstehen. Diese Spannungen können zu Chippings von keramischem Zahnersatz, zu Schraubenlockerungen, bzw. deren vollständigen Verlust, sowie auch Implantatfrakturen führen.^[23, 64, 92, 114] Darüber hinaus können auch biologische Komplikationen durch bakterielle Besiedelung des Implantat-Abutment-Spalt resultieren.^[67]

Es ist insofern außerordentlich wichtig, dass die exakte Position des Implantats im Rahmen der Abformung genau festgehalten wird. Bisherige, konventionelle Abformverfahren leisten diesen Transfer auf physischem Weg, indem die Position der Implantatachsen anhand

spezieller Aufbauten und plastischer Abformmaterialien auf ein Gipsmodell überführt wird.^[71] Die Genauigkeit der Abformung wird jedoch maßgeblich durch den Abformprozess selbst beeinflusst. Das Ergebnis der jeweiligen Abformung hängt dabei von der Abform-Technik,^[43, 55] dem Abformmaterial,^[23, 55, 67, 78] sowie Löffel,^[7, 113] als auch der späteren Modellherstellung ab.^[19, 52, 91] Darüber hinaus kann die Genauigkeit der Abformung auch durch die Anzahl der Implantate^[53, 115] sowie deren Neigung beeinflusst werden.^[98]

Eine perfekte Übertragung durch konventionelle Abformmethoden ist jedoch bis heute noch nicht möglich, da bis zum fertigen Zahnersatz viele Schritte notwendig sind, die das Ergebnis beeinflussen können.^[121] Das trifft insbesondere für implantatgetragenen Zahnersatz mit mehreren Implantatpfählen zu.^[111, 114] Die intraorale, digitale Abformung bietet hier aufgrund des optischen Verfahrens einige potentielle Vorteile. Insbesondere die digitale Abformung von Implantaten erscheint vielversprechend, da hier weder Präparationsgrenzen noch subgingivale Bereiche erfasst werden müssen. Um die Position eines Implantates zu übertragen, ist die Erfassung eines speziellen, scanbaren Abformpfostens (Scanbody) erforderlich. Die relevante Information, die transferiert werden muss, ist vormerklich die Implantatachse und damit die Achse des Scanbodys. Der Implantatpfosten muss dafür aber nicht subgingival erfasst werden. Für die weitere, digitale Prozesskette reicht der supragingivale Anteil vollkommen aus. Darüber hinaus werden durch den digitalen Ansatz weitere Fehlerquellen reduziert, da Dimensionsänderungen durch Abformmaterialien und Modellwerkstoffe sowie einzelne Arbeitsschritte entfallen und somit die gesamte Prozesskette zur Herstellung von implantatgetragenen Zahnersatz verkürzt wird. Die digitalen Modelle können entweder direkt in der Praxis, also „chairside“, oder durch ein Labor, also „labside“, jeweils ohne weitere Zwischenschritte zum Design des jeweiligen Zahnersatzes genutzt werden.^[83, 109]

Neben den angesprochenen Vorteilen weisen jedoch auch die intraoralen Scansysteme Fehlerquellen auf, die die Genauigkeit der digitalen Abformung beeinflussen können. Die Genauigkeit der Systeme ist daher in den letzten Jahren verstärkt in den Fokus der Forschung gerückt.^[27, 48, 83, 109] Zur digitalen Abformung von Implantaten liegen bisher jedoch erst relativ wenige Studien vor.^[21, 100] Insbesondere die dreidimensionale Dimensionsgenauigkeit der digitalen Abformung wurde bisher noch unzureichend untersucht.^[47] Anhand dieser Studie sollen daher verschiedene intraorale Scansysteme in Bezug auf ihre Fähigkeit zur Erzeugung exakter, dreidimensionaler Transferdaten von Implantatpositionen analysiert werden.

2 Literaturübersicht

2.1 Abformung von Implantaten

2.1.1 Die Implantat-Abformung, konventionell oder digital - Grundlagen

Die präzise Abformung der dento-alveolären Hart- und Weichgewebe ist im Rahmen der Prozesskette zur Herstellung von Zahnersatz ein entscheidendes Bindeglied. Die Abformung ermöglicht die Überführung der intraoralen Situation in ein extraorales Modell. Ihre Genauigkeit in Bezug auf die Wiedergabe der dento-alveolären Hart- und Weichgewebe und ihre Reproduzierbarkeit bedingen ganz maßgeblich die Passgenauigkeit der späteren prothetischen Versorgung. Dies gilt insbesondere für Implantatabformungen, da aufgrund der enossalen Verankerung und der damit einhergehenden, fehlenden Eigenbeweglichkeit der Implantate auch kleinste Ungenauigkeiten des implantatgetragenen Zahnersatzes später nicht mehr ausgeglichen werden können.^[20]

Eine gänzlich exakte Abformung ohne jegliche Abweichungen ist derzeit jedoch aufgrund materialbedingter und verfahrenstechnischer Faktoren nicht möglich.^[119, 123] Insbesondere die konventionelle Abformung und der gesamte konventionelle Workflow sind aufgrund der vielen verschiedenen Arbeitsschritte und Materialien fehleranfällig. REHMANN und WÖSTMANN^[125] forderten daher, dass der „Prozess der Abformung“ standardisiert werden muss, um reproduzierbare Ergebnisse zu erreichen.^[119, 124, 125] Dies beinhaltet unter anderem die korrekte Vorbereitung des Patienten, die Auswahl des Abformlöffels und des Abformmaterials sowie deren vorschriftsmäßige Verarbeitung und eine gewissenhafte Modellherstellung.^[58, 72, 77]

Durch die direkte, intraorale, digitale Abformung ist es möglich, mittels eines optischen Scans direkt ein digitales Modell der intraoralen Situation zu erstellen. Der intraorale Scan ist darüber hinaus potentiell schneller durchzuführen, als die konventionelle Abformung.^[66] Dabei entfallen wesentliche Schritte des konventionellen Workflows, wie das Anmischen und Abbinden plastischer Abformmaterialien sowie das Ausgießen mit Gips zur Herstellung von Modellen.^[118, 125, 126] Die Prozesskette wird somit um techniksensitive Arbeitsschritte verkürzt und eine Standardisierung der Arbeitsabläufe erleichtert. Aufgrund der hohen Anforderungen

an die Genauigkeit bei Implantatabformungen ist dies ein Vorteil. Im Folgenden sollen der konventionelle und der digitale Workflow detailliert gegenübergestellt werden.

2.2 Konventioneller Workflow in der Implantatprothetik

Der konventionelle Workflow zur Herstellung von implantatgetragem Zahnersatz sieht eine Übertragung der intraoralen Situation und der Implantatpositionen mittels plastischer Abformmaterialien vor. Hierzu werden die Implantate mit speziellen Aufbauten, sogenannten Abformpfosten, versehen. Anschließend werden die Aufbauten intraoral mit einem Abformmaterial umspritzt und ein mit Abformmasse beschickter Abformlöffel in den Mund des Patienten eingebracht. Auf diese Weise entsteht eine Abformung der Implantataufbauten und der übrigen abzuformenden, anatomischen Hart- und Weichgewebe. Das anfangs plastische Material härtet sodann im Mund auf Basis eines chemischen bzw. physikalischen Prozesses aus.^[54, 72] Nach Entnahme aus dem Patientenmund kann diese Negativform mit Gips ausgegossen und so ein Modell der intraoralen Situation erstellt werden. Grundsätzlich gleicht diese Form der Modellgewinnung der etablierten konventionellen Abformung, wie sie auch für die Herstellung von zahngetragem Zahnersatz vorgenommen wird. Ziel einer jeden Abformung ist die möglichst detailgenaue und dimensionsgetreue Wiedergabe der intraoralen Situation. Zwar stellt die Abformung nur ein Bindeglied der gesamten Prozesskette zur Herstellung von Zahnersatz dar, jedoch ist dieser Schritt entscheidend für die Passgenauigkeit der späteren prothetischen Restauration.^[85] Fehler, die bei der Abformung entstehen, kumulieren und potenzieren sich durch die nachfolgenden Arbeitsschritte, die ihrerseits wieder verfahrensbedingte Ungenauigkeiten produzieren.^[85, 119, 124, 125] Trotz diverser Weiterentwicklungen im Bereich der Abformmaterialien ist es bisher nicht gelungen eine identische Kopie der intraoralen Situation zu erstellen.^[119] Gründe dafür sind neben den Materialeigenschaften der Abformmaterialien auch klinische Parameter, wie die Vorbereitung des abzuformenden Gebietes, der parodontale/ gingivale Zustand der Weichgewebe oder auch die Lage und Angulation der abzuformenden Strukturen bzw. Unterschnitte in diesen Bereichen. Zusätzlich hat auch die verwendete Abformtechnik und die Auswahl der korrekten Löffelgröße einen Einfluss auf das Ergebnis.^[85, 120, 124] Die optischen Abformverfahren und der digitale Workflow bieten hier neue Ansätze mit denen Fehlerquellen des konventionellen Workflows vermieden werden könnten. In der aktuellen Forschung wird jedoch weiterhin die konventionelle Abformung als Goldstandard diskutiert und entsprechend mit der digitalen

Abformung in Relation gesetzt.^[26, 69] Daher wird nachfolgend, zum besseren Verständnis, noch einmal auf die Merkmale des konventionellen Workflows und der plastischen Abformmaterialien eingegangen.

2.2.1 Abformmaterialien

In Bezug auf die zur Implantatabformung verwendeten Materialien finden derzeit insbesondere die A-Silikone und Polyether klinische Verwendung.^[119] Anders als bei der Abformung subgingival gelegener Präparationsgrenzen bei natürlichen Zähnen ist bei der Abformung von Implantaten in der Regel kein besonderer Staudruck des Abformmaterials vonnöten. Vielmehr kommt es insbesondere auf die Detailwiedergabe und Dimensionstreu des verwendeten Materials an.^[52, 54] Neben diesen Faktoren sind aber auch die Elastizität und die Biokompatibilität des verwendeten Materials von Bedeutung.^[54]

Die Elastizität des Abformmaterials ist insbesondere in Bezug auf das Rückstellverhalten beim Entnehmen des Löffels und dem Abziehen des Materials von unterschrittenen Bereichen der abzuformenden Strukturen von Bedeutung. Das Material soll dabei nicht reißen und sich möglichst wieder exakt in die Ausgangsposition zurückstellen. Eine vollständige Rückstellung wird jedoch mit keinem Material erreicht.^[20, 37, 50] Vielmehr muss durch die Auswahl eines ausreichend dimensionierten Löffels und eine damit einhergehende ausreichende Materialstärke gewährleistet werden, dass der Fehler minimiert wird. Zusätzlich können nicht benötigte Bereiche vor der Abformung ausgeblockt werden.^[50]

Der Erfolg der Implantatabformung ist jedoch bei den meisten Abformtechniken vor allem von der Dimensionsgenauigkeit des Materials abhängig. Die verwendeten Materialien sollen während oder nach der Aushärtung möglichst nur im geringen Maße schrumpfen oder quellen.^[18, 77] Vollständig vermeiden lässt sich dieser Effekt bei elastomeren Massen jedoch nicht. Die materialimmanenten Polymerisationsreaktionen resultieren immer in einer Volumenschrumpfung. Dieser Effekt kann insbesondere bei Polysulfiden und kondensationsvernetzenden Silikonen beobachtet werden. Diese weisen einen Schrumpfungsfaktor von 0,4% bis 0,6% auf, während Polyvinylsiloxane nur ca. um 0,15% und Polyether um 0,2% schrumpfen.^[50] Die in der Implantatprothetik gebräuchlichsten Abformmaterialien sind daher die Polyether und additionsvernetzenden A-Silikone (Polyvinylsiloxane), da sie einen geringeren Schrumpfungsfaktor aufweisen. Die verwendeten Materialien sollen darüber hinaus auch nach der Abformung lagerfähig bleiben, das heißt auch nach Aushärten des Materials keine Dimensionsänderungen mehr erfahren.^[77] Dies ist

beispielsweise durch Abkühlen des Löffels nach Entnahme aus dem Mundraum, Aufnahme von Wasser bei feuchter Lagerung oder aber auch durch Austreten von flüchtigen Nebenprodukten der Polymerisationsreaktionen möglich. Letzteres ist insbesondere bei kondensationsvernetzenden Silikonen der Fall.^[77, 124]

Die Detailwiedergabe des Materials wiederum bezieht sich darauf, wie genau einzelne Strukturen durch das Abformmaterial wiedergegeben werden können.^[50, 52, 54] Zumeist ist jedoch die Detailwiedergabe der Materialien höher, als die des Gipses, der nachfolgend zum Ausgießen der Abformung und Herstellung des Modells verwendet wird.^[45, 50]

In Bezug auf die Biokompatibilität ist nicht nur die Verträglichkeit des Abformmaterials zu bedenken, sondern auch die Kompatibilität des Materials mit ggf. zusätzlich im Mund verwendeten Materialien. So kann der Abbindeprozess von Polyethern und Polyvinylsiloxanen, beispielsweise durch zur Blutstillung verwendete Wasserstoffperoxide oder Metallsalze, inhibiert werden. Auch Latexhandschuhe können einen negativen Einfluss auf das Abbindeverhalten der Materialien haben.^[58]

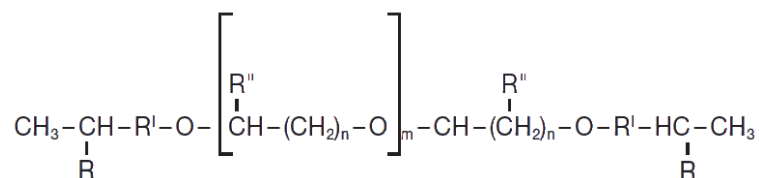
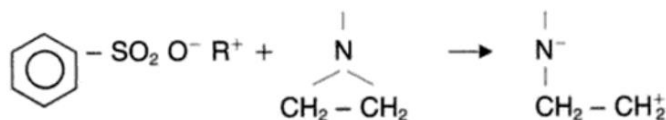
Weitere Anforderungen an ein geeignetes Abformmaterial sind zudem eine einfache Verarbeitung, ausreichende Verarbeitungs- und Abbindezeit, eine geeignete Konsistenz, die Desinfizierbarkeit sowie die Lagerfähigkeit.^[54, 85, 119, 124]

2.2.2 Polyether

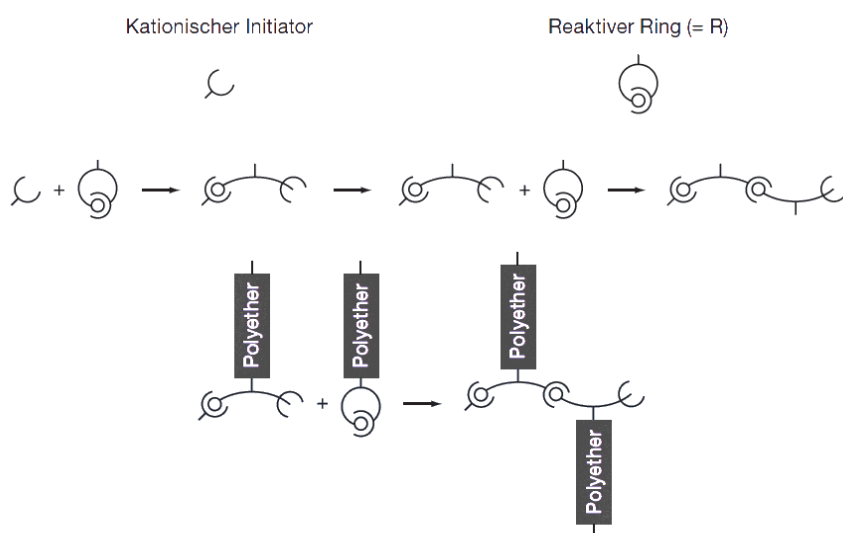
Polyether sind plastische, mittelfließende Abformmaterialien, die bei der Implantatabformung häufig angewandt werden. In der Regel werden Polyether als monophasische Abformmaterialien genutzt. Polyether sind sehr dimensionsstabil, besitzen eine hohe Endhärte und Reißfestigkeit sowie eine sehr gute Detailwiedergabe.^[50] Darüber hinaus sind sie sehr hydrophil und vergleichsweise adhäsiv.^[2, 119] Dies ist ein Vorteil gegenüber den Silikonen und insbesondere bei der Implantatabformung von Vorteil, wenn beispielsweise Abformpfosten bei der Entnahme des Löffels im Abformmaterial verbleiben sollen. Die verschiedenen Abformtechniken werden im nächsten Abschnitt beschrieben.

Das Material wird bevorzugt maschinell angemischt und ist ein Paste-Paste-System.^[2, 120, 124]

Die Basispaste ist ein Etherpolymer (Abb. 1), bestehend aus Ethylenoxid- und Butylenoxid-Molekülen mit endständigen, reaktiven Ethyliminingruppen.^[124] Die Reaktorpaste besteht hauptsächlich aus aromatischen Sulfonsäureestern (Abb. 2) als Katalysator sowie Füllstoffen und Weichmachern.^[54, 124]

Abb. 1: Polyethermakromolekül^[124]Abb. 2: Benzolsulfonsäureester als Katalysator der Reaktion^[72]

Die beiden Pasten reagieren beim Mischen miteinander in Form einer kationischen Polyadditionsreaktion. Dabei wird zunächst der Aktivator Sulfonsäureester ionisiert. Die dadurch entstehenden Kationen katalysieren die weitere Reaktion. Die reaktiven Ethylininringe weiterer Makromoleküle werden geöffnet und das Makromolekül wird somit ebenfalls ein Kation, das seinerseits mit den Ethylininringen von anderen Makromolekülen reagieren kann. Dabei findet eine Additionsreaktion statt, indem die Makromoleküle Stickstoffverbindungen ausbilden. Diese Additionskettenreaktion wird bis zum Aushärten des Materials fortgesetzt (Abb. 3). Die Abbindereaktion folgt dabei einem „Snap-Set“-Muster, was bedeutet, dass der Übergang von weich zu hart recht abrupt stattfindet.^[124] Da es sich um eine Additionsreaktion handelt, entstehen, wie bei den A-Silikon, keine flüchtigen Nebenprodukte. Das Material bleibt somit auch nach dem Aushärten dimensionsstabil.^[77]

Abb. 3: Polyetherkettenreaktion nach WÖSTMANN und POWERS^[124]

Die Moleküle des ausgehärteten Abformmaterials besitzen polare Polyetherverbindungen. Dadurch ist das Material sehr hydrophil. Dies ist in der feuchten Umgebung des Mundraums von Vorteil, da das Material, anders als Silikone, weniger sensibel auf Blut oder Speichel reagiert. Eine gründliche Trockenlegung des Arbeitsfeldes ist jedoch grundsätzlich zu empfehlen.^[50] Bei der Lagerung von Polyethern nach der Abformung ist darauf zu achten, dass die Lagerung trocken erfolgt.^[120] Durch die Hydrophilie des Materials ist ein Quellen durch nachträgliche Aufnahme von Wasser möglich.^[51]

2.2.3 A-Silikone

Wie die Polyether reagieren auch die A-Silikone, die Polysiloxane, bei der Aushärtung in einer Additionsreaktion. Anders als bei den C-Silikonem entsteht dabei kein Alkohol als Nebenprodukt. Somit treten also keine Schrumpfungseffekte durch Verdunsten des Alkohols auf. Ein Nachteil der A-Silikone ist jedoch die fehlende Hydrophilie, da Silikonmoleküle gänzlich unpolar sind. Es muss also ein vollständig trockenes Arbeitsfeld erreicht werden, um ein Anfließen des Abformmaterials zu ermöglichen. A-Silikone bestehen aus zwei Komponenten die unter Anwesenheit einer organischen Platinverbindung als Katalysator in einer Additionsreaktion miteinander reagieren. Dabei bilden sich zwischen der endständigen Vinylgruppe des Polysiloxans und der seitlichen H-Gruppe des Organohydrogensiloxans Ethylbrücken aus (Abb. 4).

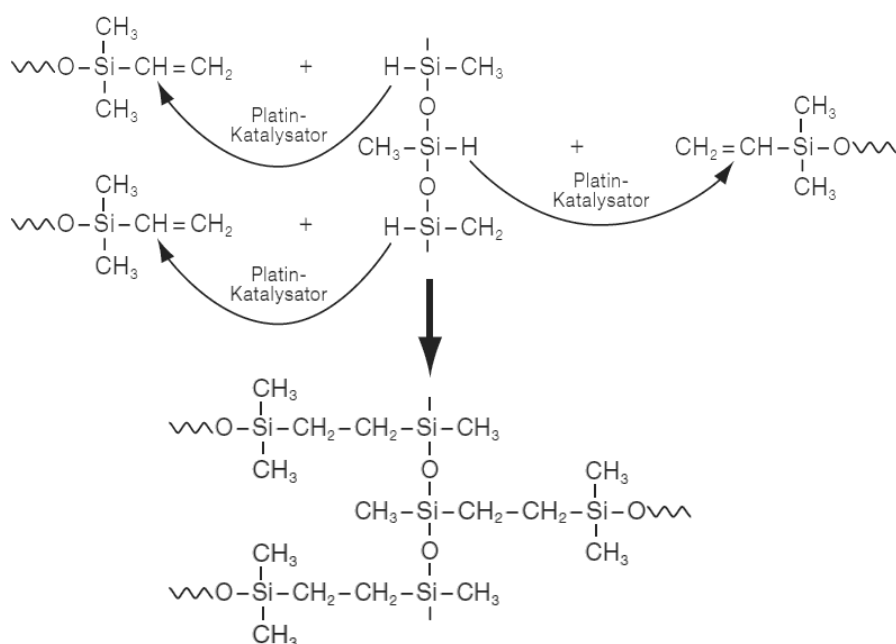


Abb. 4: Reaktionsmechanismus von Vinylpolysiloxan nach WÖSTMANN und POWERS^[124]

Aufgrund ihrer ausgezeichneten Dimensionsstabilität sind auch diese Materialien für Implantatabformungen indiziert. Jedoch sind A-Silikone nicht so adhäsiv wie Polyether, was bei der Abformung mit Übertragungsaufbauten und Kappchen ein Nachteil sein kann.^[50, 119]

Eine Weiterentwicklung der A-Silikone sind die Vinyl-Polysiloxan-Ether. Diese Materialien verbinden die Materialeigenschaften von Polyethern und Silikonen.^[31, 93]

2.2.4 Abformtechniken

Bei der konventionellen Implantatabformung kommen gegenwärtig drei verschiedene Methoden zur Anwendung:^[124]

- die offene Abformung
- die geschlossene Abformung
- die einfache, konventionelle Abformung analog zur Abformung natürlicher Zähne

Geschlossene Abformung

Bei der geschlossenen Abformung erfolgt die Übertragung der Implantatpositionen durch Reposition der Abformpfosten nach Entnahme des Abformlöffels. Bei diesem Vorgehen wird mittels eines mit Abformmaterial beschickten, perforierten oder geschlossenen Abformlöffels eine Abformung über die im Mund verschraubten Implantatabformpfosten genommen. Die Abformpfosten verbleiben nach Entnahme des Löffels im Mund und können nach Entfernung des Löffels ausgeschraubt, mit Laboranaloge versehen und manuell in die Abformung repositioniert werden. Derzeit werden bei dieser Technik insbesondere nicht unterschrittene Abformpfosten genutzt, da durch eventuelle Unterschnitte der Abformpfosten eine ausreichende Rückstellung des Abformmaterials nach Reposition nicht sicher gewährleistet werden kann. Darüber hinaus gibt es eine Vielzahl von Abformpfostenformen, die für diese Art von Abformung verwandt werden können.^[7, 20, 124]

Zusätzlich können bei der geschlossenen Abformung sogenannte Transfer-Caps verwendet werden. Dies sind aufsteckbare Strukturen, die mittels eines Snap-On, bzw. Klick-Mechanismus auf die Abformpfosten gesteckt werden. Die Transfer-Caps weisen Unterschnitte auf, aufgrund derer sie auch nach Entnahme der Abformung im Material verbleiben. Die Abformpfosten selbst verbleiben jedoch im Mund und können, wie bereits

geschildert, anschließend zusammen in die Abformung repositioniert werden. Über die Transfer-Caps in der Abformung kann die Reposition jedoch in einer gesicherten Position erfolgen, da die Abformpfosten durch die Bauweise der Transfer-Caps nur in einer rotationsgeschützten Position aufgesteckt werden können. Die Repositionstechnik bietet den Vorteil, dass im Gegensatz zur offenen Abformung vergleichsweise kleine Abformpfosten genutzt werden können. Dies kann ein Vorteil bei Patienten mit eingeschränkter Mundöffnung sein.^[17, 124]

Die Abformung selbst kann sowohl mit monophasischen Abformmaterialen oder aber auch als Doppelmischabformung mit einem dünnfließenden und einem mittelfließenden Abformmaterial durchgeführt werden. Die Studienlage zur Genauigkeit der einzelnen Materialien ist inhomogen, so konnten HOLST et al.^[52] keinen Unterschied zwischen den getesteten Materialien feststellen, während GUPTA et al.^[45] zu dem Schluss kamen, dass monophasische Abformmaterialien genauer abformen.^[45, 52]

Offene Abformung

Die offene Abformung, oder auch Pick-Up-Abformung erfolgt unter Zuhilfenahme eines individuellen, laborgefertigten Löffels. Dieser weist in Regio der Implantatpositionen möglichst kaminartige Löcher auf. Die Implantate werden vor der Abformung mit speziellen Abformpfosten versehen. Diese werden rotationsgesichert in den Implantatlumina verschraubt. Die dafür verwendeten Schrauben ragen über die Abformpfosten hinaus, sodass die Schraubenköpfe auch nach Einbringen des mit Abformmaterial beschickten Löffels durch die Perforationen im individuellen Löffel ragen. So sind die Schrauben auch nach Aushärten des Materials weiterhin zugänglich und die Schrauben der Abformpfosten können gelöst werden, solange sich der Löffel noch im Mund befindet.^[124] Die Abformung erfolgt vorzugsweise mittels eines monophasischen, plastischen Abformmaterials, indem zunächst die Abformpfosten mit Abformmaterial umspritzt und anschließend der, mit Abformmaterial beschickte, Abformlöffel in Position gebracht wird. Da in diesem Fall kein besonderer Staudruck benötigt wird, eignen sich Polyether aufgrund ihres Anfließverhaltens und der Adhäsivität besonders.^[50, 93]

Einfache konventionelle Abformung

Unter einer einfachen, konventionellen Implantatabformung versteht man die Abformung von Implantaten ohne Zuhilfenahme spezieller Abformpfosten oder individueller Löffel. Analog zur Abformung natürlicher Zähne wird eine einfache Abformung mittels eines geschlossenen

Löffels genommen. Dabei kann die Abformung über die mit Einheilkäppchen/Gingivaformern versehenen Implantate erfolgen. Zur besseren Zuordnung können die Einheilkäppchen mit bestimmten Einkerbungen bzw. Mustern versehen sein. Die Einheilkäppchen verbleiben jedoch fest mit dem Implantat verbunden und es entsteht lediglich ein Negativabdruck im ausgehärteten Abformmaterial im Löffel. Im Labor kann das resultierende Gipsmodell digitalisiert und die Implantatpositionen anhand der Codierungen der Einheilkäppchen festgelegt werden.^[44] Darüber hinaus ist auch die Abformung im Mund mittels individualisierter Aufbaupfosten möglich. Diese Technik wird heutzutage kaum noch angewandt, da für die Abformung der Aufbaupfosten ein ähnlicher Aufwand notwendig ist wie für die Abformung natürlicher, präparierter Zähne. Die Abformung erfolgt hier vorzugsweise mittels einer Korrektur- oder Doppelmischabformung.^[61]

2.2.5 Modellherstellung

Im konventionellen Workflow erfolgt die Erstellung des Arbeitsmodells durch Ausgießen der Implantatabformung anhand von Modellgipsen. Mögliche weitere Modellwerkstoffe sind darüber hinaus Epoxidharze, Acrylate oder Polyurethane.^[10] Zumeist finden jedoch Gipse Anwendung in der Modellherstellung, weshalb im Folgenden nur diese Form der konventionellen Modellerstellung weiter erläutert wird.^[22] Bei der Implantatversorgung werden dazu auf die Abformpfosten, die je nach Technik entweder in der Abformung verblieben sind oder nachträglich repositioniert wurden, sogenannte Implantat-Laboranaloga geschraubt. Die Abformung wird sodann mit Gips ausgegossen und es resultiert ein Gipsmodell mit entsprechenden Implantatpositionen. Modellgips wird in Pulverform vertrieben und zusammen mit Wasser zu einer thixotropen Masse vermischt. Das bedeutet, dass der Gips unter Vibration fließfähiger wird und somit auf einer Rüttelmaschine in die Abformung gegossen werden kann. Das Gipspulver besteht aus Calciumsulfathemihydrat, welches durch Brennen aus hydratisiertem Calciumsulfat entsteht. Wird dem Gipspulver Wasser hinzugemischt, wird das Calciumsulfathemihydrat wieder hydratisiert. Dies geschieht unter Abgabe von Wärme, also einer exothermen Reaktion. Dabei bilden sich Kristalle aus, die ein Geflecht bilden, wodurch sich der Gipsbrei langsam verfestigt.^[72]

Gipse unterliegen jedoch während des Abbindeprozesses einer Expansion.^[72] Durch Trocknung des Gipses und die damit einhergehende Abgabe von Wasser findet jedoch nach Abbinden des Gipses eine Kontraktion statt, durch die der Gips ca. um ein Drittel seiner Abbindeexpansion schrumpft. Bis der Gips vollständig getrocknet ist, können 5 bis 7 Tage vergehen.^[35, 72]

Die Modellgipse lassen sich nach Ihren Eigenschaften, wie zum Beispiel Abbindeexpansion, Abbindezeit und Druckfestigkeit, in verschiedene Kategorien einteilen. Für das Ausgießen von Präzisionsabformungen, also auch Implantatabformungen, wird zumeist Superhartgips der Klasse 4 verwandt.^[10, 22] Typ 4 Gipse müssen eine Wiedergabegenauigkeit von mindestens 50 µm und eine Abbindeexpansion von maximal 0,15 % erfüllen.^[82] Der Modellwerkstoff Gips ist dabei in seiner Anwendung sehr techniksensitiv und bedarf einer gewissenhaften Einhaltung der Mischungsverhältnisse und Verarbeitungszeiten. Fehler in der Verarbeitung können zu teils gravierenden Ungenauigkeiten im resultierenden Modell führen.^[125]

2.3 Digitaler Workflow in der Implantatprothetik

Anders als der konventionelle Workflow sieht der digitale Workflow die Überführung der intraoralen Situation in ein digitales Modell vor. Auf Basis der digitalen Daten werden die herzustellenden Werkstücke, bzw. in diesem Fall die prothetischen Versorgungen, am Computer designt und somit zunächst virtuell erstellt. Dieser Teil des digitalen Workflows wird als CAD (Computer Aided Design) bezeichnet.^[8] Die Überführung einer virtuell erstellten Restauration erfolgt mithilfe von computergesteuerten Maschinen. Dieser Prozess wird als CAM (also Computer Aided Manufacturing) bezeichnet. Die jeweiligen Fertigungstechniken umfassen Fräsen, Laser-Sintern oder auch 3D-Druck. Das Zusammenspiel aus CAD und CAM-Prozessen beschreibt den digitalen Workflow, der synonym auch als CAD/CAM Workflow bezeichnet wird.^[8, 46, 96]

Der dentale, digitale Workflow basiert grundsätzlich auf drei Schritten:^[8]

1. Digitalisierung der intraoralen Situation, Datenerfassung bzw. CAI (Computer Aided Impressioning)
2. Virtuelle Konstruktion der prothetischen Versorgung mithilfe einer CAD-Software
3. Überführung der virtuellen Versorgung in ein reelles Werkstück mittels einer computergestützten Fertigungseinheit. CAM-Prozess

2.3.1 Datenerfassung, CAI (Computer Aided Impressioning)

Die Übertragung der intraoralen Situation in ein digitales 3D-Modell kann entweder über direkte Datenerfassung durch intraorale optische Scanner, oder auch extraoral durch optische oder taktile Laborscanner erfolgen.^[83, 125] Die extraorale Datenerfassung erfordert jedoch ein zuvor erstelltes Modell der intraoralen Situation, beispielsweise aus Gips, welches dann nachträglich gescannt und in einen digitalen Datensatz konvertiert wird. Im Gegensatz zu den intraoralen Scannern muss also zusätzlich eine konventionelle Abformung erfolgen und ein Gips-Modell hergestellt werden. Alternativ ist es auch möglich nur die Abformung zu scannen, ohne ein Gipsmodell zu erstellen. In jedem Fall ist die extraorale Digitalisierung somit jedoch eine Mischform des digitalen Workflows, da teilweise auf Schritte des konventionellen Workflows zurückgegriffen werden muss.^[70]

Extraorale Datenerfassung

Extraorale Scansysteme arbeiten entweder taktil, indem ein zu erfassendes Objekt mit einem Messtaster angefahren und der Taster in mehreren Bahnen mechanisch über die Oberfläche des Messobjekts geführt wird. Die Berührungspunkte werden vom System registriert und in ein Punktemuster überführt. Die resultierende Punktwolke kann dann in ein dreidimensionales, virtuelles Flächenmodell des Messobjektes überführt werden. Die Genauigkeit der taktilen Scansysteme ist sehr hoch.^[8, 81] Nachteilig ist jedoch die langsamere Scangeschwindigkeit im Vergleich zu optischen Systemen und insbesondere auch der eingeschränkte Indikationsbereich. Durch die limitierte Größe des Messtastkopfes lassen sich insbesondere stark strukturierte Oberflächen, also auch organische Formen, nur bedingt erfassen. Kompliziertere Formen mit vielen Unterschnitten und Furchen können mit taktilen Systemen ggf. nicht vollständig erfasst werden.^[70, 81]

Extraorale, optische Scansysteme operieren zumeist auf Basis des Prinzips der Projektion von Laser- oder strukturiertem Weißlicht. Das von einer Projektoreinheit emittierte Licht trifft auf das zu scannende Objekt und wird in einem bestimmten Winkel wieder reflektiert. Eine Detektoreinheit registriert das reflektierte Licht anhand von Sensoren. Anhand mathematischer Größen wie dem Ein- und Ausfallswinkel des Lichtes sowie dem Abstand von Projektor und Detektor, kann die Position der einzelnen Messpunkte durch Triangulation errechnet werden.^[70] Durch Messung einzelner Punkte oder Projektion eines Streifenmusters, kann eine größere Menge an Messpunkten in kürzerer Zeit erfasst werden. Zusätzlich können alle sichtbaren Bereiche des Messobjektes erfasst werden, eine Limitation durch einen Messtaster, wie bei der taktilen Datenerfassung, entfällt. Dennoch ist festzustellen, dass

optische Scansysteme immer noch nicht die Genauigkeit von taktilen Scannern erreicht haben.^[81] Grund dafür ist, dass die Messunsicherheit der optischen Systeme derzeit noch zu groß ist. Die höhere Auflösung, das heißt die höhere Anzahl an Messpunkten im Vergleich zu taktilen Systemen, kann die Messunsicherheit nicht ausgleichen.^[73] Zudem steigt die Ungenauigkeit der optischen Systeme je größer das Messfeld gewählt wird.^[73, 90]

Bei beiden Messmethoden resultiert eine Punktwolke aus multiplen Messpunkten. Dabei kann jedem Punkt je eine x-, y-, und z-Koordinate zugeordnet werden. Aus der Gesamtheit der Punkte kann mithilfe einer CAD-Software ein Flächenmodell und damit ein digitales Abbild des Messobjektes erstellt werden.^[83]

Abhängig von der Größe und Form des Messobjektes und der Größe des Messfeldes ist es notwendig, das Messobjekt aus verschiedenen Perspektiven zu erfassen, um alle Bereiche scannen zu können. Dabei entstehen Einzelbilder, bzw. einzelne Ansammlungen von Messpunkten, die anschließend durch eine CAD-Software miteinander verglichen und überlagert werden. Dabei ordnet die Software jeweils überlappende Bild-, bzw. Punktebereiche einander zu, indem die Punktabstände miteinander verglichen und die jeweils korrespondierenden Punktpaare bestmöglich in Deckung gebracht werden. Diesen Vorgang bezeichnet man auch als „Matching“ oder „Stitching“, also das virtuelle „Zusammennähen“ von mehreren Messaufnahmen zu einem Gesamtbild, bzw. einer Gesamt-Punktwolke. Auf diese Weise können dreidimensionale Objekte vollständig erfasst und zu einem dreidimensionalen, virtuellen Modell konvertiert werden. Dieser Prozess basiert auf spezifischen Algorithmen, die ihrerseits wiederum nicht zu vernachlässigende Fehler produzieren. In der Gesamtheit können die Matching-Fehler zu Verzerrungen des virtuellen Modells führen und somit Einfluss auf die Passgenauigkeit der resultierenden Restaurationen haben.^[36, 90]

Intraorale Datenerfassung

Auch intraorale, optische Scansysteme sind auf das Matchen von Einzelbildern angewiesen, da der Kiefer zum einen aufgrund seiner Dreidimensionalität und zum anderen aufgrund des limitierten Messfeldes der Scanner nicht auf einmal erfasst werden kann.^[86] Wie groß die dabei resultierenden Fehler und damit die Verzerrungen der resultierenden virtuellen Modelle sind, ist Bestandteil dieser Studie. Die einzelnen Messprinzipien der verwendeten intraoralen Scanner werden im Folgenden erläutert.^[125]

Besonderheiten bei der digitalen Implantatabformung

Die Übertragung der intraoralen Implantatpositionen kann entweder durch direktes, intraorales Scannen oder durch nachträgliches Scannen eines konventionell erstellten Modells erfolgen. In dieser Studie wird insbesondere die Datenerfassung mit intraoralen Scannern untersucht. Um die Implantatpositionen digital zu erfassen, werden bestimmte Scanaufbauten, sogenannte Scanbodies, benötigt. Diese Aufbauten können analog zu den Abformpfosten der konventionellen Abformung betrachtet werden. Allerdings kommt es beim Aufbau der Scanpfosten auf eine einfach zu scannende Geometrie an, die wiederum gut zuzuordnen sein muss.^[57, 100] Im Idealfall weisen die Scanaufbauten wenig Unterschnitte auf, sodass sie leicht von optischen Systemen erfasst werden können. Um das Matchen der Aufbauten zu erleichtern, sollten die Aufbauten jedoch zusätzlich nicht rotationssymmetrisch sein, sondern markante Flächen aufweisen, anhand derer die einzelnen Bilder leichter zusammengesetzt werden können. Ein Vorteil der digitalen Implantatabformung ist, dass, anders als bei der Abformung subgingivaler Präparationsgrenzen, nicht zwingend der ganze Scanpfosten vollständig erfasst werden muss. Durch die genormte Geometrie der Scanaufbauten reichen auch Teilbereiche aus, um später die Positionen der Implantate in einer CAD-Software festzulegen.^[100, 110] Eine ausreichende Genauigkeit der Scansysteme vorausgesetzt, bietet die intraorale optische Abformung also eine einfachere und weniger fehleranfällige Methode zur Erfassung von Implantatpositionen. Anders als beim konventionellen Workflow entfallen nämlich in diesem Fall mehrere Schritte in der Prozesskette zur Herstellung von implantatgetragenen Zahnersatz, die beim konventionellen Workflow notwendig sind.^[46, 95, 125] Dies sind insbesondere die Abformung mit plastischen Abformmaterialien und die damit einhergehenden Unsicherheiten durch das Abbindeverhalten, sowie dem Rückstellvermögen und der Lagerstabilität des verwendeten Materials, als auch die Unsicherheiten bei der Herstellung des Modells mit Gipsen und den damit verbundenen Fehlerquellen durch Abbindeexpansion und Kontraktion.^[95] Allerdings sind auch die intraoralen Scansysteme techniksensitive, empfindliche Messgeräte, wodurch neue Fehlerquellen entstehen können. Die Größenordnung der entstehenden Ungenauigkeiten soll in dieser Studie untersucht werden.^[49, 59, 84]

2.3.2 CAD und CAM - Verarbeitung und Konstruktion

Auf Basis der digitalen Datensätze kann in einer CAD-Software ein Flächenmodell aus der Messpunktewolke der Scansysteme erzeugt werden. Häufig werden dazu jeweils drei Punkte zu einem flächigen Dreieck verbunden.^[70] Wird dieser Prozess über die Gesamtheit der Punktewolke angewandt, entsteht ein dreidimensionales Flächenmodell aus aneinandergrenzenden Dreiecksflächen. Diese dreidimensionalen Datensätze werden in bestimmten Dateiformaten, wie zum Beispiel STL (Surface Tessellation Language), IGES (Initial Graphics Exchange Specification), oder auch DXF (Drawing Interface Format) gespeichert. Das STL-Format ist eine Standardschnittstelle im CAD-Prozess und wird daher sehr häufig für CAD-Modelle verwendet.^[83, 89] Je nach Umfang der verwendeten Software können auf Basis des STL-Datensatzes umfangreiche Restaurationen virtuell konstruiert werden. Heutzutage reicht das Indikationsspektrum zur Herstellung von Zahnersatz über Kronen, Brücken, Inlays, Onlays, aber auch Kombinationsarbeiten wie Modellguss- oder Teleskopprothesen. Darüber hinaus können aber auch Totalprothesen, Implantatversorgungen und Bohrschablonen für Implantatinsertionen virtuell konstruiert werden.^[83, 89, 106, 117] Die resultierende virtuelle Konstruktion kann im anschließenden CAM-Prozess maschinell in ein reales Werkstück überführt werden.^[70]

2.3.3 CEREC Bluecam AC/ CEREC Omnicam AC

Das CEREC-System (Computer assisted Ceramic Reconstruction) ist das erste kommerziell für die dentale Praxis vertriebene CAD/CAM-System zur Herstellung von Zahnersatz auf Basis des digitalen Workflows. Mit diesem System war es erstmals möglich in Verbindung mit einer separaten CNC-Fräseinheit „chairside“, das heißt also „am Behandlungsstuhl“, in einer Sitzung digital abzuformen und Zahnersatz herzustellen.^[8, 127] Ebenfalls können Datensätze via Internet (CEREC Connect Portal) versendet werden und somit ist auch eine „labside“ Fertigung, also die Herstellung von Zahnersatz über ein externes Labor möglich. Entwickelt wurde das System von MÖRMANN und BRANDESTINI und wurde bereits im Jahre 1987 von Sirona vermarktet.^[68, 75, 86, 129] Seitdem war es lange Zeit das einzige am Markt erhältliche dentale CAD/CAM System zur Herstellung von chairside gefertigtem Zahnersatz. Das Indikationsspektrum war zu Beginn auf indirekte Einzelzahnrestaurationen wie Inlays und Onlays beschränkt und wurde bis heute stetig erweitert, sodass mit den neuesten Geräten mittlerweile auch größere Brücken- und Implantatversorgungen durchgeführt werden kön-

nen.^[75, 86] Sowohl die CEREC Bluecam (Abb. 5) als auch deren Nachfolger, die CEREC Omnicam (Abb. 6), arbeiten nach dem Prinzip der aktiven Triangulation auf Basis von Streifenlichtprojektion. Die Bluecam ist dabei auf eine flächendeckende Puderung der Zähne angewiesen und arbeitet mit blauem Licht mit einer Wellenlänge von 460 nm, wohingegen die Omnicam auf eine Puderung verzichtet und mit weißem Licht unterschiedlicher Wellenlänge betrieben wird. Zudem erfolgt die Aufnahme des Scanobjektes bei der Bluecam anhand von Einzelbildern, während die Aufnahme bei der Omnicam in einer Videosequenz erfolgt.^[68, 86] Das Scanfeld wird dabei mit einer Größe von 20 x 15 mm angegeben.^[1]



Abb. 5: CEREC AC Bluecam



Abb. 6: CEREC AC Omnicam

Funktionsweise:

Das Messprinzip der CEREC Systeme ist die aktive Triangulation auf Basis von Streifenlichtprojektion. Die Messeinheit des CEREC-Systems besteht aus einem Licht-emittierenden Projektor und einem CCD-Chip (Charged-Coupled-Device-Chip) als Detektoreinheit. Der Abstand zwischen Projektor und Detektor bzw. Sensor ist konstant. Somit entsteht zwischen den drei Punkten Sensor, Detektor und Messobjekt ein Dreieck. Der Ausfallswinkel α des emittierten Lichts zur Licht-Emissionsquelle ist ebenfalls bekannt. Der Einfallswinkel β des reflektierten Lichts an der Sensoreinheit kann wiederum gemessen werden. Mit den jetzt bekannten Größen Abstand Projektor zu Sensor sowie Ausfalls- und Einfallswinkel des emittierten und reflektierten Lichts kann jetzt der Abstand zum Messpunkt mathematisch über die Winkelfunktion berechnet, das heißt also „trianguliert“, werden

(Abb. 7).^[68] Um den Messvorgang zu beschleunigen, werden nicht einzelne Punkte projiziert und gemessen, sondern es wird ein Streifenmuster projiziert, wodurch eine Vielzahl an Punkten gleichzeitig gemessen werden kann.^[68] Entsprechend der Geometrie des zu scannenden Objektes wird dieses projizierte Muster gebeugt und somit verzerrt reflektiert. Der Grad der Verzerrung gibt wiederum Aufschluss über die Höhenverteilung des zu scannenden Objekts, sodass der Objektabstand berechnet werden kann.^[86] Diese Technik wird als Phase-Shifting-Triangulation bezeichnet. Dabei wird ein Streifenmuster mit bekannter Intensität auf das Messobjekt projiziert. Durch die Beugung des Musters auf einem unebenen Objekt wird das Licht mit geschwächter Intensität reflektiert und detektiert. Durch die Beugung des Musters liegen Projektions- und Reflektionsgitter also nicht mehr in Phase. Die Intensitätsverteilung des reflektierten Lichts entspricht dabei einer Sinusfunktion in Abhängigkeit des Abstandes des Messobjekts zur Projektoreinheit, sodass der Objektabstand berechnet werden kann (Abb. 7).^[32]

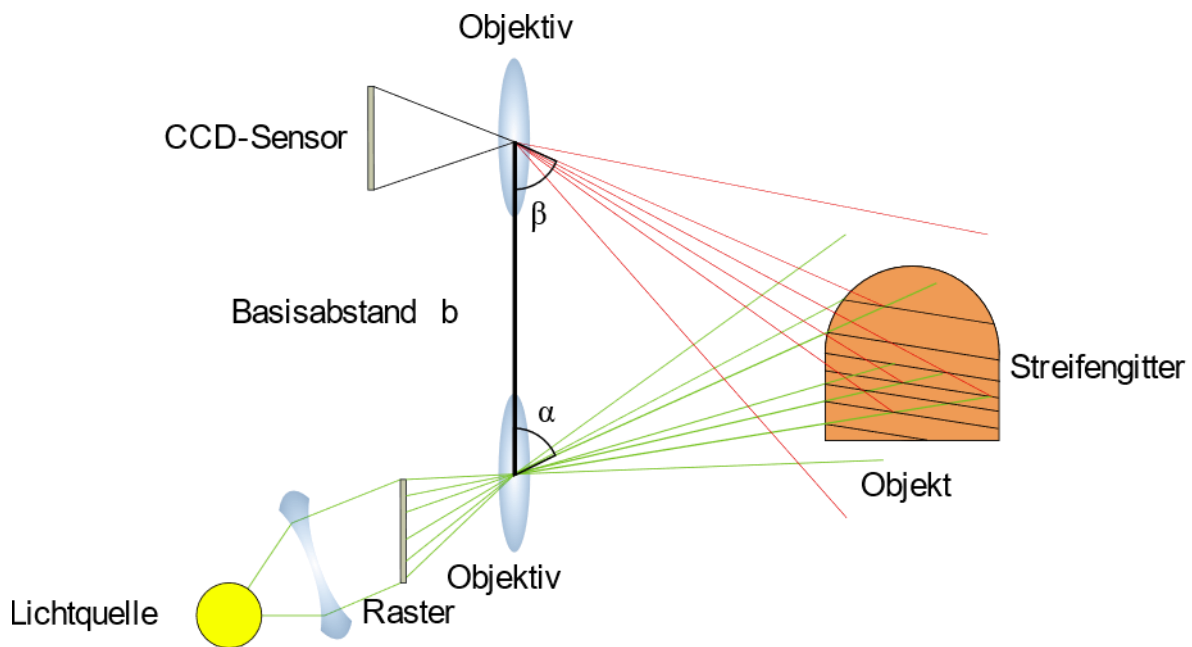


Abb. 7: Streifenlichtprojektion und Triangulation beim CEREC System

2.3.4 Cara Trios

Der Cara Trios Scanner wurde von der dänischen Firma 3Shape entwickelt und zwischenzeitlich von Heraeus Kulzer vertrieben.^[9] Die Nachfolgemodelle Trios III und Trios Pod werden mittlerweile direkt von 3Shape und in Zusammenarbeit mit der Firma Straumann

vertrieben. Eine direkte, systemimmanente chairside Lösung zur Fertigung von Zahnersatz ist derzeit noch nicht Bestandteil des Systems. Der Scanner arbeitet puderfrei und in einem Videomodus mit hoher Geschwindigkeit.^[68, 125, 128] Während die neueren Versionen des Trios Systems in einem echtfarbenähnlichen Modus scannen, nimmt das hier getestete Cara Trios System in einem Monochrommodus auf. Das Datenakquisitionsprinzip basiert auf einer Kombination aus Projektion von strukturiertem Licht und konfokaler Mikroskopie anhand von LED-Licht.^[68]



Abb. 8: Cara Trios Scanner

Funktionsweise

Das Aufnahmeprinzip des Cara Trios Scanners basiert auf der konfokalen Mikroskopie. Dabei wird Licht von einer Lichtquelle durch eine Linse auf das Messobjekt fokussiert. Das vom Messobjekt reflektierte Licht gelangt durch dieselbe Linse zurück und wird durch einen Strahlteiler in Richtung einer Lochblende umgelenkt. Bis zu dieser Umleitung verlaufen emittiertes und reflektiertes Licht konfokal, das heißt in einer Ebene übereinander (Abb. 9). Erst der Strahlteiler lenkt das reflektierte Licht in Richtung des Sensors. Die vorgeschaltete Lochblende filtert dabei alle extrafokalen Strahlen heraus, sodass ausschließlich der Fokusbereich durch den Sensor erfasst wird.^[68, 104] Dadurch wird bei jedem Bild immer nur ein Bereich mit einer Brennebene von lediglich 50 µm scharf dargestellt. Es wird also ein optisches Schnittbild des Scanobjektes angefertigt. Der Abstand der Fokalebene zum Scanner kann über die Brennweite der Linse genau angegeben werden und somit ist auch der Abstand

aller Punkte in der Fokalebene zum Scanner bekannt. Um ein Objekt dreidimensional vollständig erfassen zu können, wird das Objektiv und damit die Fokalebene in hoher Geschwindigkeit nach oben und unten in Richtung der Projektion verschoben. Da aber immer nur der Punkt scharf dargestellt wird, der sich exakt in der Fokalebene befindet, entsteht ein Stapel aus einzelnen optischen Schnitten, der zusammengesetzt ein dreidimensionales Abbild des Scanobjektes ergibt.^[104]

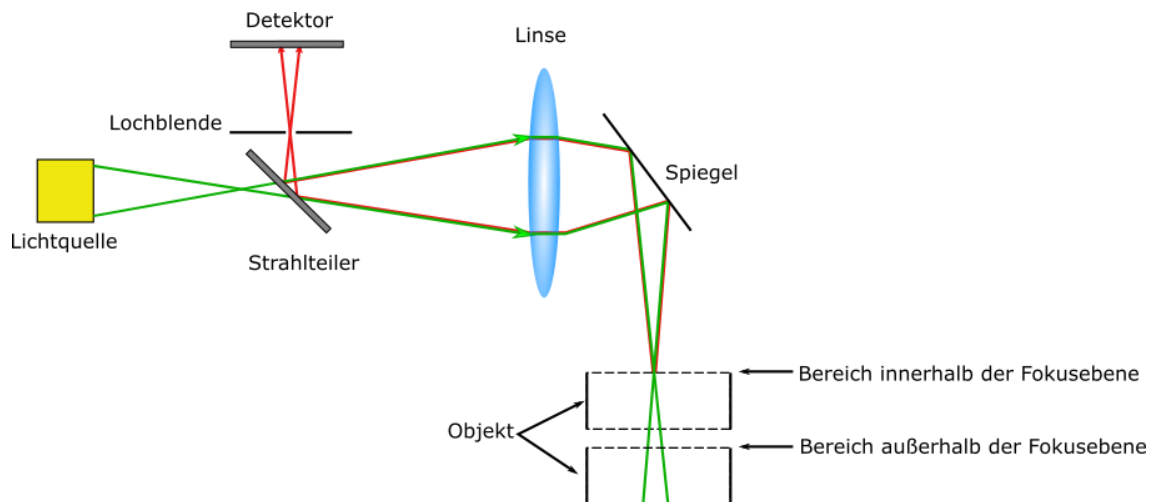


Abb. 9: Messprinzip der konfokalen Mikroskopie

(Grün = emittiertes Licht, Rot = reflektiertes Licht)

Diese Technik wird daher auch als „Ultrafast Optical Sectioning“ bezeichnet. Dabei werden ca. 3000 Bilder pro Sekunde aufgenommen. Die hohe Aufnahmegeschwindigkeit soll zudem dazu beitragen Messungenauigkeiten zu vermeiden, die durch Bewegung des Scankopfes oder auch des Kiefers bei der Abformung entstehen.^[68] Bei der konfokalen Mikroskopie entstehen vergleichsweise hohe Datenmengen, die bereits im Handstück durch einen Bildverarbeitungsprozessor vorverarbeitet werden müssen. Aufgrund des erhöhten Platzbedarfs sind die Abmessungen des Handstücks in diesem Fall größer als bei Intraoralscannern, die auf anderen Akquisitionsprinzipien basieren.^[125]

2.3.5 Lava C.O.S. / True Definition Scanner

Das Lava C.O.S. System (Abb. 10) wurde im Jahr 2008 durch die Firma 3M ESPE auf den Markt gebracht und der Nachfolger True Definition Scanner (Abb. 11) erstmals im Jahr 2013 vorgestellt.^[86] Mittlerweile wird nur noch der True Definition Scanner kommerziell vertrieben. Dieser ist neben einer Kart-Version ebenfalls als Tablet Version erhältlich.^[129] Beide Systeme sind als labside Systeme vorgesehen, ein offizieller chairside Betrieb ist

geplant. Die Datensätze müssen zur weiteren Verarbeitung auf eine Onlineplattform gesendet werden. Von dort ist dann auch ein Export in das offene STL-Format möglich. Das Aufnahmeprinzip basiert auf dem Active-Wavefront-Sampling. Die Aufnahme geschieht dabei in einem Videomodus. Zur Funktionsweise dieses Messprinzips ist eine dünne Puderschicht aus Titandioxid erforderlich. Anders als beim CEREC-System dient diese Puderschicht jedoch nicht der Mattierung der Oberfläche, sondern trägt durch feine Verstäubung ein stochastisches Punktmuster aus Titandioxidpartikeln auf die Oberfläche des Scanobjektes auf. Dieses Muster wird beim Scannen zur Ausrichtung der einzelnen Bilder verwendet indem die einzelnen Titandioxidpartikel als Referenzpunkte zur Ausrichtung genutzt werden. Eine zu dicke Puderschicht sollte vermieden werden, da auch schon eine zu dicke Puderschicht zu Messungenauigkeiten führen kann.^[94]



Abb. 10: Lava C.O.S.



Abb. 11: True Definition Scanner

Funktionsweise

Das Active-Wavefront-Sampling Prinzip wurde 2006 am Massachusetts Institute of Technology entwickelt und beruht auf der depth-from-defocus-Methode.^[36, 68] Dieses Verfahren macht sich zunutze, dass ein Punkt, der nicht in der Fokusebene des Objektivs des Messsystems liegt, unscharf auf dem Sensor abgebildet wird. Er erscheint dann nicht als scharfer Punkt, sondern als kreisförmiger Fleck, dessen Durchmesser gemessen werden kann. Je weiter das zu vermessende Objekt dabei von der Fokusebene entfernt ist, umso größer wird

der auf dem Sensor abgebildete Fleck.^[36] Aufgrund der Unschärfe des Flecks lässt sich der Durchmesser allerdings nur schwer messen.^[36] Daher wird zusätzlich ein aws (Active-Wavefront-Sampling) Modul verwendet. Dieses Modul besteht aus einer Lochblende mit dezentraler Öffnung, die vor dem Objektiv platziert ist. Diese Blende rotiert zirkulär um die optische Achse. Das Licht, das die Lochblende passiert, beschreibt nach einer 360°-Drehung der Blende einen Kreis auf dem Sensor. Die Lochgröße wird entsprechend klein gewählt, sodass möglichst wenig Licht passiert und somit ein scharfer Kreis auf dem Sensor abgebildet werden kann. Dieser Kreis besitzt nun den gleichen Durchmesser wie der defokussierte Fleck, jedoch lässt sich der Durchmesser dieses Kreises nun sehr viel exakter bestimmen. Anhand der übrigen bekannten Parameter wie Radius der Blendenöffnung und der Brennweite der Linse kann der Abstand des Messpunktes zur Scaneinheit errechnet werden und in der Gesamtheit der Messpunkte somit die genaue dreidimensionale Position des Messobjektes bestimmt werden.^[36, 86] Die Genauigkeit des Algorithmus bei der Berechnung der Punktpositionen hat dabei maßgeblichen Einfluss auf die Genauigkeit des resultierenden Modells.^[36]

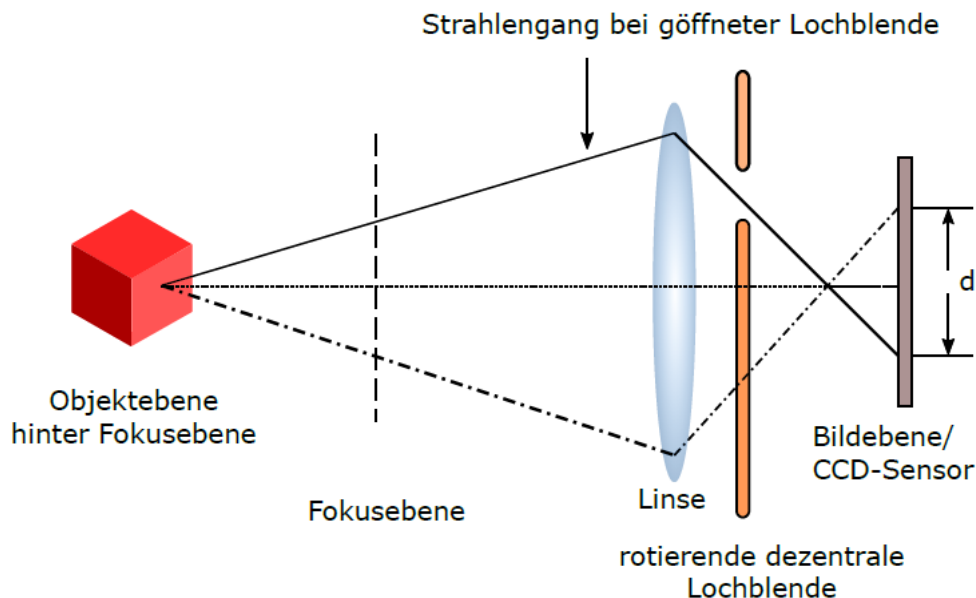


Abb. 12: Active-Wavefront-Sampling nach FRIGERIO^[36]

Das Lava C.O.S.-System simuliert die Rotation der dezentralen aws-Blende durch ein kreisendes An- und Abschalten von insgesamt 192 LED's an der Spitze des Scankopfes. Dabei wird eine Geschwindigkeit von 20 Hz erreicht.^[94] Der True Definition Scanner basiert auf derselben Technik, kommt allerdings mit nur 6 LED's aus und nimmt ca. 20 Bilder pro Sekunde auf.^[3]

2.4 Genauigkeit intraoraler Scanverfahren

Um die Dimensionsstabilität intraoraler Scanverfahren zu untersuchen, sind mehrere Ansätze möglich. Häufig wird zur Beurteilung der Abformgenauigkeit intraoraler Scansysteme die Passgenauigkeit der resultierenden Restaurationen untersucht. Insbesondere bei der Prüfung der Genauigkeit von Einzelzahnabformungen bietet sich die Replikatechnik an, um über die Messung von Kronenrandspalten der Kronen Rückschlüsse auf die Genauigkeit des verwendeten Abformverfahrens bzw. Scans zu ziehen.^[11, 102, 106, 108] Die fertigen Kronen werden dazu mit Silikon gefüllt und auf den präparierten Zahnstumpf gesetzt. Der dünn ausgelaufene Silikonfilm ist mit dem Spalt zwischen Krone und Zahn gleichzusetzen und kann, beispielsweise unter einem Mikroskop, gemessen werden. Bei diesem Verfahren wird jedoch die gesamte Prozesskette zur Herstellung von Zahnersatz und nicht das Abformverfahren exklusiv beurteilt. Abweichungen, die durch die nachfolgende Prozesskette entstehen, werden also in das Ergebnis der Messungen mit einbezogen.^[11]

Um Abformverfahren unabhängig von weiteren Prozessen beurteilen zu können, wurden verschiedene Ansätze versucht. Eine gängige Methode, insbesondere bei Ganzkieferuntersuchungen, ist die Überlagerung der intraoralen Scandatensätze mit einem Referenzdatensatz. Dieser Referenzdatensatz kann auf Basis eines industriellen, optischen Präzisionsscanners, per Computertomografie oder auch durch einen Laborscanner entstanden sein. Referenz- und Studiendatensätze werden in einer 3D-Analysesoftware mittels eines Best-Fit-Algorithmus bestmöglich miteinander in Deckung gebracht. Konkret werden die Abstände aller zur Überlagerung herangezogenen Punkte möglichst klein gewählt und somit bestmöglich in Deckung gebracht. Beide Punktwolken werden miteinander verglichen und es wird ermittelt, wie genau korrespondierende Punktpaare übereinandergelegt werden können. Die Punktwolken werden dabei so gegeneinander verschoben, dass die Gesamtheit der zur Überlagerung herangezogenen Punkte einen möglichst geringen Abstand zueinander aufweist. Dabei werden meistens nicht alle Punkte der Punktwolken für die Ausrichtung herangezogen. Allerdings weisen die wenigsten Autoren darauf hin, welcher maximale Punktabstand für die Überlagerung ausgewählt wurde. KUHR^[62] und REHMANN^[84] stellten fest, dass ihr Best-Fit-Algorithmus nur Punkte mit einem maximalen Abstand von 10 µm für die Überlagerung der Datensätze heranzieht.^[62, 84] In dieser Studie wurde daher ebenfalls ein maximaler Punktabstand von 10 µm gewählt, sofern Best-Fit-Überlagerungen vorgenommen wurden. Bei dieser Untersuchungsart werden zumeist die Faktoren „Richtigkeit“ und „Präzision“ gemäß ISO 5725-1 und DIN 55350-13 ermittelt. Die Richtigkeit beschreibt die detailge-

treue und dimensionsgenaue Abbildung des abzuformenden Objektes, also inwieweit das Abformergebnis vom Original abweicht. Die Präzision beschreibt, inwieweit eine Abformung mit gleichem Ergebnis wiederholt werden kann. Es wird also die Reproduzierbarkeit des Abformverfahrens untersucht. Ein Nachteil dieser Messmethode ist, dass durch die Best-Fit-Überlagerung nur eine größtenteils quantitative Aussage über die Größenordnung der dreidimensionalen Abweichung gemacht werden kann. Die qualitative Auswertung der Abweichungen beschränkt sich auf die Aussage, ob überhaupt Abweichungen zur Referenz vorliegen und ob diese mehrheitlich in negativer oder positiver Richtung entstanden ist. Zwar kann durch die Größenordnung der gemittelten Abweichung über den ganzen Kiefer festgestellt werden, welcher Scanner die größte, mittlere Oberflächenabweichung zur Referenz aufweist, es kann aber keine klare Aussage darüber getroffen werden, in welche Richtung und an welcher Position des Scans Abweichungen entstanden sind. Abweichungen können im dreidimensionalen Raum grundsätzlich in drei Richtungen, nämlich in x-, y-, und z-Richtung entstehen. Durch die Ausrichtung der Scans mittels einer Best-Fit-Überlagerung befinden sich die verglichenen Scans jedoch nicht mehr in einem Koordinatensystem. Die dreidimensionalen Koordinaten lassen sich also nicht mehr miteinander vergleichen. Es ist sogar so, dass die tatsächliche Abweichung eines Scans zur Referenz maskiert werden kann, indem z. B. durch eine Drehung der Scans gegeneinander, im Sinne einer Best-Fit-Ausrichtung, eine Abweichung beispielsweise in x-Richtung verringert, aber dafür eine Abweichung in y-, oder z-Richtung resultiert. Zusätzlich kann auch der Best-Fit-Algorithmus an sich fehlerbehaftet sein und durch Rechenfehler falsche Abweichungen feststellen.^[47, 90] Einige Autoren versuchen daher die Abweichung von Scans zur Referenz weitestgehend ohne Verwendung eines Best-Fit-Algorithmus festzustellen. Dazu wird die Ausgangssituation, beispielsweise ein Referenzmodell, anhand spezifischer Referenzstrukturen vermessen. Auch wenn einige extraorale, optische Präzisionsscanner bereits annähernd die Genauigkeit von Koordinatenmessmaschinen erreichen, werden zur Vermessung oft taktile Messgeräte, wie Koordinatenmessmaschinen herangezogen, die eine noch höhere Abtastgenauigkeit aufweisen als optische Referenzscanner.^[81] Die zu vermessenen Referenzstrukturen sind zumeist einfachere Geometrien, die sich mit taktilen Scannern gut vermessen lassen. Das können beispielsweise Quader, Zylinder, Kugeln oder ähnliche Strukturen sein, die aus formstabilen Werkstoffen, wie z.B. Metallen angefertigt wurden. Es lassen sich mit den taktilen Scannern Distanzen, Winkel und dreidimensionale Punktkoordinaten messen und in Zahlenwerten ausdrücken. Zusätzlich lässt sich eine CAD-Zeichnung der vermessenen Strukturen erstellen. Mit diesen Referenzdaten werden die Studiencans verglichen. Die Studiencans können dafür in einer 3D-Analysesoftware

ohne Best-Fit-Überlagerung mit dem Referenzdatensatz verglichen werden, indem CAD-Geometrien auf den 3D-Datensätzen konstruiert werden. Anhand dieser Geometrien können die Messungen innerhalb der Scans durchgeführt werden, die auch durch die Referenzmessung durch die Koordinatenmessmaschine durchgeführt wurden. Diese Werte können direkt mathematisch in Relation zueinander gesetzt werden und so Distanzen, Winkel und ggf. auch Koordinaten miteinander verglichen werden, ohne dass ein Best-Fit-Algorithmus zur Überlagerung herangezogen werden muss. Diese Art der Untersuchung wurde bisher zumeist in vitro anhand von Referenzmodellen durchgeführt. Einige Autoren haben hierzu Modelle mit Zylindern, Kugeln, präparierten Zähnen oder auch Abformpfeifen und Scanbodies auf Implantaten vermessen, um lineare Distanzabstände sowie Winkelabweichungen zu ermitteln.^[38-42, 77, 107] Diese Studien untersuchen jedoch nur Distanzen oder Winkel zwischen den Referenzstrukturen. Es kann somit zwar eine Aussage über die Größenordnung der räumlichen Verzerrung der Scans getroffen werden, jedoch kann nicht untersucht werden in welche Richtung diese Abweichungen erfolgen.^[38, 107]

GÜTH et al.^[47] versuchten dieses Problem zu lösen, indem sie ein spezielles Bar-Modell entwickelten, anhand dessen auch die Richtung der Verzerrung über die Spanne des gesamten Kiefers gemessen werden sollte. Dazu wurde im distalsten Bereich des Modells in Regio der Molaren ein Metallbarren integriert, der beide Modellhälften verbindet. Die Referenzmessung erfolgte mittels einer Koordinatenmessmaschine und die Auswertung der Versuchsscans anhand von konstruierten Geometrien auf der Oberfläche des gescannten Metallbarrens. Es konnten so lineare Distanzabstände über den gesamten Kiefer ermittelt werden. Außerdem konnte über konstruierte Ebenen auf dem Barren eine Aussage über die dreidimensionale Verschiebung der Ebenen und damit der beiden Modellhälften gegeneinander getroffen werden. Allerdings konnte damit in diesem Versuchsaufbau nur die lineare Verschiebung über die gesamte Distanz des Kiefers ermittelt werden. Die dreidimensionale Verzerrung innerhalb der Quadranten konnte nicht beurteilt werden, da nur zwei Messstellen am Anfang und am Ende des Kieferscans untersucht wurden.^[47]

Die meisten Studien, die derzeit zur räumlichen Verzerrung intraoraler Scans existieren, sind in vitro Studien.^[4, 33, 38-42, 47, 107, 109] Der Grund hierfür ist, dass reproduzierbare Messungen in vivo nur schwer möglich sind, da im Mundraum keine identischen, vermessbaren Referenzstrukturen vorhanden sind, die sich so wie auf einem in vitro Modell auswerten lassen. Viele in vivo Studien untersuchten daher zumeist nur die Präzision, also die Reproduzier- oder Wiederholbarkeit, von intraoralen Scans.^[24, 30, 34, 128]

Allerdings sei erwähnt, dass bereits einige Versuche unternommen wurden, diesem Problem zu begegnen, um auch in vivo räumliche Verzerrungen messen zu können. So untersuchten KUHR et al.^[62] die Dimensionsabweichungen von intraoralen Scans im Vergleich zur konventionellen Abformung in vivo, indem über eine Übertragungshilfe Messkugeln in definierten Positionen auf den Zähnen von Probanden aufgeklebt und dann im Mund gescannt werden konnten. Die Abstände zwischen den Messkugeln und der Winkel zwischen zwei Ebenen, die jeweils über 2 Kugeln in jedem Quadranten konstruiert wurden, wurden vorab mittels einer Koordinatenmessmaschine ermittelt und konnten mit den Messdaten der Intraoralscans aus einer 3D-Analysesoftware in Relation gesetzt werden. Für diese Messungen musste nicht auf eine Best-Fit-Überlagerung von Referenz- und Studienscans zurückgegriffen werden. Allerdings wurde auch in dieser Studie nur eine Aussage über die Verzerrung des Modells über den ganzen Kiefer getroffen. An welcher Stelle des Scans und in welche Richtung die einzelnen Bereiche des Scans von der Referenz abweichen, konnte nicht festgestellt werden.^[62]

Möglich wäre eine solche Aussage, indem die Koordinatenverschiebung in alle drei Dimensionen, in x-, y-, und z-Richtung, an verschiedenen Stellen innerhalb des digitalen Modells untersucht würden. Einen solchen Versuch hatten bereits WEGNER et al.^[116] in Bezug auf die Genauigkeit von konventionellen Abformmaterialien und Techniken bei Implantaten durchgeführt. Die Autoren untersuchten anhand von sechs Implantatpositionen unter anderem die räumliche Verschiebung der Implantatmittelpunkte innerhalb eines einheitlichen Koordinatensystems. Das Koordinatensystem bezog sich dabei auf einen zentral gelegenen Referenzquader, der zur Konstruktion eines Koordinatensystems auf Basis von drei Ebenen herangezogen wurde.^[116]

Dieser in vitro Studienaufbau für konventionelle Abformmethoden und Materialien entspricht im Wesentlichen dem Aufbau der hier durchgeführten in vitro Studie für digitale Abformmethoden und Scanner.

2.5 Studienlage zur Genauigkeit digitaler Ganzkieferabformungen

Im Folgenden soll eine Übersicht über die derzeitige Studienlage zur Dimensionsgenauigkeit digitaler, intraoraler Ganzkieferscans gegeben werden (Tab. 1). Da bislang wenige Studien vorliegen, die ausschließlich die digitale Implantatabformung untersuchen, wird jeweils ausgewiesen, ob die erwähnten Studien Implantatabformungen untersuchen oder nicht.

Tab.1 : Digitale Abformungen des ganzen Kiefers – in vitro Studien

Autoren/ Besonderheiten	Jahr	Messmethode und Referenzsystem	Scanner/Abformmaterial und Ergebnisse
ENDER et al. ^[27] Implantatabformung nicht untersucht	2011	<i>Urmodell:</i> Flächenüberlagerung nach Best-Fit-Algorithmus <i>Referenzsystem:</i> Industrieller, optischer Präzisions-scanner	<i>Impregum Penta</i> Richtigkeit: $55 \pm 21,8 \mu\text{m}$ Präzision: $61,3 \pm 17,9 \mu\text{m}$ <i>Lava C.O.S.:</i> Richtigkeit: $40,3 \pm 14,1 \mu\text{m}$ Präzision: $60,1 \pm 31,3 \mu\text{m}$ <i>CEREC-AC Bluecam:</i> Richtigkeit: $49 \pm 14,2 \mu\text{m}$ Präzision: $30,9 \pm 7,1 \mu\text{m}$
VAN DER MEER et al. ^[109] Implantatabformung untersucht	2012	<i>Urmodell:</i> Auswertung mittels konstruierter Geometrien: Distanzen und Winkel <i>Referenzsystem:</i> Koordinatenmessmaschine	<i>CEREC-AC Bluecam:</i> Distanzabweichung: $79,6 \pm 77,1 \mu\text{m}$ und $81,7 \pm 52,5 \mu\text{m}$ Winkelabweichung: $0,63^\circ \pm 0,54^\circ$ und $0,43^\circ \pm 0,32^\circ$ <i>iTero:</i> Distanzabweichung: $70,5 \pm 56,3 \mu\text{m}$ und $61,1 \pm 53,9 \mu\text{m}$ Winkelabweichung: $0,34^\circ \pm 0,33^\circ$ und $0,41^\circ \pm 0,16^\circ$ <i>Lava C.O.S.:</i> Distanzabweichung: $14,6 \pm 12,7 \mu\text{m}$ und $23,5 \pm 14,2 \mu\text{m}$ Winkelabweichung: $0,20^\circ \pm 0,04^\circ$ und $0,47^\circ \pm 0,14^\circ$
ENDER et al. ^[29] Implantatabformung nicht untersucht	2013	<i>Urmodell:</i> Flächenüberlagerung nach Best-Fit-Algorithmus <i>Referenzsystem:</i> Industrieller, optischer Präzisions-scanner	<i>CEREC-AC Bluecam:</i> Richtigkeit: $52,5 - 23,3 \mu\text{m}$ Präzision: $32,4 - 19,5 \mu\text{m}$ <i>iTero:</i> Richtigkeit: $35 \mu\text{m}$ Präzision: $30,9 \mu\text{m}$ <i>Lava C.O.S.:</i> Richtigkeit: $90,2 - 45,8 \mu\text{m}$ Präzision: $45,2 - 43,2 \mu\text{m}$
ENDER et al. ^[26] Implantatabformung nicht untersucht	2013	<i>Urmodell:</i> Flächenüberlagerung nach Best-Fit-Algorithmus <i>Referenzsystem:</i> Industrieller, optischer Präzisions-scanner	<i>Identium:</i> Richtigkeit: $20,4 \pm 2,2 \mu\text{m}$ Präzision: $12,5 \pm 2,5 \mu\text{m}$ <i>CEREC-AC Bluecam:</i> Richtigkeit: $58,6 \pm 15,8 \mu\text{m}$ Präzision: $32,4 \pm 9,6 \mu\text{m}$

<p>PATZELT et al.^[80]</p> <p>Implantatabformung nicht untersucht</p> <p>Zahnloser Kiefer</p>	<p>2013</p>	<p><i>Urmodell:</i> Flächenüberlagerung nach Best-Fit- Algorithmus</p> <p><i>Referenzsystem:</i> Industrieller, optischer Präzisions- scanner</p>	<p><i>CEREC-AC Bluecam:</i> Richtigkeit: $558,4 \pm 616,2 \mu\text{m}$ Präzision: $698 \pm 585,5 \mu\text{m}$</p> <p><i>iTero:</i> Richtigkeit: $191,5 \pm 120,6 \mu\text{m}$ Präzision: $197,9 \pm 108 \mu\text{m}$</p> <p><i>Lava C.O.S.:</i> Richtigkeit: $44,1 \pm 5 \mu\text{m}$ Präzision: $21,6 \pm 10,1 \mu\text{m}$</p> <p><i>Zfx Intrascan:</i> Richtigkeit: $253,8 \pm 127,1 \mu\text{m}$ Präzision: $319,4 \pm 127,5 \mu\text{m}$</p>
<p>PATZELT et al.^[79]</p> <p>Implantatabformung nicht untersucht</p>	<p>2014</p>	<p><i>Urmodell:</i> Flächenüberlagerung nach Best-Fit- Algorithmus</p> <p><i>Referenzsystem:</i> Industrieller, optischer Präzisions- scanner</p>	<p><i>Lava-COS:</i> Richtigkeit: $38,0 \pm 14,3 \mu\text{m}$ Präzision: $37,9 \pm 19,1 \mu\text{m}$</p> <p><i>CEREC-AC Bluecam:</i> Richtigkeit: $332,9 \pm 64,8 \mu\text{m}$ Präzision: $99,1 \pm 37,4 \mu\text{m}$</p> <p><i>Zfx IntraScan:</i> Richtigkeit: $73,7 \pm 26,6 \mu\text{m}$ Präzision: $90,2 \pm 26,7 \mu\text{m}$</p> <p><i>iTero:</i> Richtigkeit: $49 \pm 13,6 \mu\text{m}$ Präzision: $40,4 \pm 11,3 \mu\text{m}$</p>
<p>ENDER et al.^[28]</p> <p>Implantatabformung nicht untersucht</p>	<p>2015</p>	<p><i>Urmodell:</i> Flächenüberlagerung nach Best-Fit- Algorithmus</p> <p><i>Referenzsystem:</i> Industrieller, optischer Präzisions- scanner</p>	<p><i>CEREC-AC Bluecam:</i> Richtigkeit: $29,4 \pm 8,2 \mu\text{m}$ Präzision: $19,5 \pm 3,9 \mu\text{m}$</p> <p><i>CEREC-AC Omnicam:</i> Richtigkeit: $37,3 \pm 14,3 \mu\text{m}$ Präzision: $35,5 \pm 11,4 \mu\text{m}$</p> <p><i>Lava C.O.S.:</i> Richtigkeit: $44,9 \pm 22,4 \mu\text{m}$ Präzision: $63 \pm 32,8 \mu\text{m}$</p> <p><i>iTero:</i> Richtigkeit: $32,4 \pm 7,1 \mu\text{m}$ Präzision: $36,4 \pm 21,6 \mu\text{m}$</p> <p><i>Multiple konventionelle Abformmaterialien und Gipsmodelle</i> Richtigkeit: $60,2 \pm 25 \mu\text{m}$ Präzision: $66,7 \pm 18,5 \mu\text{m}$</p>

GIMENEZ et al. ^[39] Implantatabformung untersucht Zahnloser Kiefer	2015	<i>Urmodell:</i> Auswertung mittels konstruierter Geometrien: Distanzen <i>Referenzsystem:</i> Koordinatenmessmaschine	<i>CEREC AC Bluecam:</i> Distanzabweichung: regio 27–25: -28.49 ± 26.91 regio 27–22: -22.46 ± 30.92 regio 27–12: -107.25 ± 68.65 regio 27–15: 116.84 ± 94.23 regio 27–17: -123.09 ± 138.31
GIMENEZ et al. ^[40] Implantatabformung untersucht Zahnloser Kiefer	2015	<i>Urmodell:</i> Auswertung mittels konstruierter Geometrien: Distanzen <i>Referenzsystem:</i> Koordinatenmessmaschine	<i>Lava C.O.S.:</i> Distanzabweichung Scan-erfahrener Behandler: regio 27–25: -29.39 ± 5.49 regio 27–22: -33.35 ± 15.64 regio 27–12: -45.02 ± 37.31 regio 27–15: -11.02 ± 28.12 regio 27–17: -35.28 ± 22.19 Distanzabweichung Scan-unerfahrener Behandler: regio 27–25: -6.07 ± 14.99 regio 27–22: 15.07 ± 36.65 regio 27–12: -4.37 ± 73.47 regio 27–15: 39.70 ± 54.18 regio 27–17: 22.13 ± 52.41
GIMENEZ et al. ^[42] Implantatabformung untersucht Zahnloser Kiefer	2015	<i>Urmodell:</i> Auswertung mittels konstruierter Geometrien: Distanzen <i>Referenzsystem:</i> Koordinatenmessmaschine	<i>ZFX Intrascan:</i> Distanzabweichung: regio 27–25: -32.7 ± 111.1 regio 27–22: -157 ± 292 regio 27–12: -142.8 ± 487.7 regio 27–15: -216.7 ± 836.6 regio 27–17: -150.6 ± 1080.3 <i>3D-Progress:</i> Distanzabweichung: regio 27–25: 28.8 ± 94 regio 27–22: 9.3 ± 209.5 regio 27–12: 164.5 ± 526.3 regio 27–15: 484.6 ± 1057.3 regio 27–17: 497.4 ± 1346
GÜTH et al. ^[47] Implantatabformung nicht untersucht	2016	<i>Urmodell:</i> Auswertung mittels konstruierter Geometrien: Distanzen, Winkel und 3-dimensionale Verschiebung eines Messkörpers <i>Referenzsystem:</i> Koordinatenmessmaschine	<i>Impregum Penta und Gipsmodell:</i> Distanzabweichung: $77 \pm 36 \mu\text{m}$ Winkelabweichung (gesamt): $1,347^\circ \pm 1,7^\circ$ Achsenverschiebung: $x = 68 \mu\text{m}$, $y = 154 \mu\text{m}$, $z = 42 \mu\text{m}$ <i>True Definition:</i> Distanzabweichung: $89 \pm 48 \mu\text{m}$ Winkelabweichung (gesamt): $0,293^\circ \pm 0,126^\circ$ Achsenverschiebung: $x = 99 \mu\text{m}$, $y = 185 \mu\text{m}$, $z = 27 \mu\text{m}$

JEONG et al. ^[56] Implantatabformung nicht untersucht	2016	<i>Urmodell:</i> Flächenüberlagerung nach Best-Fit- Algorithmus <i>Referenzsystem:</i> Industrieller, optischer Präzisions- scanner	<i>CEREC-AC Bluecam:</i> Richtigkeit: $378 \pm 11 \mu\text{m}$ Präzision: $116 \pm 28 \mu\text{m}$ <i>CEREC-AC Omnicam:</i> Richtigkeit: $197 \pm 4 \mu\text{m}$ Präzision: $58 \pm 13 \mu\text{m}$
MÜLLER et al. ^[76] Implantatabformung nicht untersucht	2016	<i>Urmodell:</i> Flächenüberlagerung nach Best-Fit- Algorithmus <i>Referenzsystem:</i> Industrieller, optischer Präzisions- scanner	<i>Trios Pod Scanner:</i> Richtigkeit: $17,1 \pm 13,7 \mu\text{m} - 26,8 \pm 14,7 \mu\text{m}$ Präzision: $7,9 \pm 5,6 \mu\text{m} - 35 \pm 51,1 \mu\text{m}$
GIMENEZ et al. ^[38] Implantatabformung untersucht Zahnloser Kiefer	2017	<i>Urmodell:</i> Auswertung mittels konstruierter Geo- metrien: Distanzen und Winkel <i>Referenzsystem:</i> Koordinatenmess- maschine	<i>True Definition Scanner:</i> Distanzabweichung/ Winkelabweichung: regio 27-25: $5,38 \pm 12,61 \mu\text{m} / 0,16 \pm 0,04^\circ$ regio 27-22: $9,86 \pm 21,62 \mu\text{m} / 0,40 \pm 0,15^\circ$ regio 27-12: $10,05 \pm 18,84 \mu\text{m} / 0,43 \pm 0,10^\circ$ regio 27-15: $-14,07 \pm 33,26 \mu\text{m} / 0,09 \pm 0,07^\circ$ regio 27-17: $-26,97 \pm 50,56 \mu\text{m} / 0,12 \pm 0,08^\circ$
AMIN et al. ^[5] Implantatabformung untersucht Zahnloser Kiefer	2017	<i>Urmodell:</i> Flächenüberlagerung nach Best-Fit- Algorithmus <i>Referenzsystem:</i> Industrieller, optischer Präzisions- scanner	<i>Impregum Penta</i> Mittlere Flächenabweichung: $167.93 \pm 50.37 \mu\text{m}$ <i>CEREC AC Omnicam.:</i> Mittlere Flächenabweichung: $46.41 \pm 7.34 \mu\text{m}$ <i>True Definition Scanner:</i> Mittlere Flächenabweichung: $19.32 \pm 2.77 \mu\text{m}$
SICHWARDT et al. ^[84] Implantatabformung nicht untersucht	2017	<i>Urmodell:</i> Flächenüberlagerung nach Best-Fit- Algorithmus <i>Referenzsystem:</i> Industrieller, optischer Präzisions- scanner	<i>iTero</i> Positive mittlere Flächenabweichung: $24.4 \pm 6.9 \mu\text{m}$ Negative mittlere Flächenabweichung: $- 24.4 \pm 5.5 \mu\text{m}$ <i>Lava C.O.S. kalibriert</i> Positive mittlere Flächenabweichung: $39.7 \pm 10.7 \mu\text{m}$ Negative mittlere Flächenabweichung: $- 30.0 \pm 7.3 \mu\text{m}$ <i>Lava C.O.S. dekalibriert</i> Positive mittlere Flächenabweichung: $91.9 \pm 34.8 \mu\text{m}$ Negative mittlere Flächenabweichung: $- 69.8 \pm 19.6 \mu\text{m}$ <i>CEREC AC Bluecam kalibriert</i> Positive mittlere Flächenabweichung: $16.4 \pm 3.0 \mu\text{m}$ Negative mittlere Flächenabweichung: $- 16.6 \pm 4.3 \mu\text{m}$ <i>CEREC AC Bluecam dekalibriert</i> Positive mittlere Flächenabweichung: $98.5 \pm 28.2 \mu\text{m}$ Negative mittlere Flächenabweichung: $- 118.2 \pm 35.2 \mu\text{m}$

RENNE et al. ^[87] Implantatabformung nicht untersucht	2017	<p><i>Urmodell:</i> Flächenüberlagerung nach Best-Fit- Algorithmus</p> <p><i>Referenzsystem:</i> Industrieller, optischer Präzisions- scanner</p>	<p>5 Scanner (<i>Cadent iTero, Planmeca Planscan, 3Shape D800, CEREC AC Omnicam, CEREC AC Bluecam, Carestream 3500, 3Shape Trios 3</i>)</p> <p>Richtigkeit (Mittelwerte) ganzer Kiefer: 45.6 ± 2.7 µm bis 155.6 ± 74.63 µm</p> <p>Präzision (Mittelwerte) ganzer Kiefer: 469.2 ± 3.27 µm bis 194.2 ± 98.38 µm</p>
VANDEWEGHE et al. ^[110] Implantatabformung untersucht	2017	<p><i>Urmodell:</i> Flächenüberlagerung nach Best-Fit- Algorithmus</p> <p><i>Referenzsystem:</i> Industrieller, optischer Präzisions- scanner</p>	<p><i>Lava C.O.S.:</i> Richtigkeit: 112 ± 25 µm Präzision: 66 ± 25 µm</p> <p><i>True Definition Scanner:</i> Richtigkeit: 35 ± 12 µm Präzision: 30 ± 11 µm</p> <p><i>CEREC AC Omnicam.:</i> Richtigkeit: 61 ± 23 µm Präzision: 59 ± 24 µm</p> <p><i>3Shape Trios:</i> Richtigkeit: 28 ± 7 µm Präzision: 33 ± 12 µm</p>
ALIKHASI et al. ^[4] Implantatabformung untersucht	2018	<p><i>Urmodell:</i> Auswertung mittels konstruierter Geometrien: Distanzen</p> <p><i>Referenzsystem:</i> Koordinatenmess- maschine</p>	<p><i>3Shape Trios (interne Implantatverbindung)</i> Mittlere Distanzabweichung Implantat geneigt: 162 ± 103 µm Mittlere Distanzabweichung Implantat parallel: 188 ± 134 µm</p> <p><i>Konventionell Pick-Up (interne Implantatverbindung)</i> Mittlere Distanzabweichung Implantat geneigt: 721 ± 384 µm Mittlere Distanzabweichung Implantat parallel: 885 ± 389 µm</p> <p><i>Konventionell geschlossene Abformung (interne Implantatverbindung)</i> Mittlere Distanzabweichung Implantat geneigt: 389 ± 228 µm Mittlere Distanzabweichung Implantat parallel: 280 ± 142 µm</p>

MEDINA-SOTOMAYOR et al. ^[74] Implantatabformung untersucht	2018	<i>Urmodell:</i> Flächenüberlagerung nach Best-Fit-Algorithmus <i>Referenzsystem:</i> Industrieller, optischer Präzisions-scanner	Wertebereiche von Richtigkeit und Präzision bei 4 verschiedenen Scanstrategien: <i>3Shape Trios</i> Richtigkeit: $52.95 \pm 15.68 \mu\text{m}$ bis $57.09 \pm 6.75 \mu\text{m}$ Präzision: $184.51 \pm 10.75 \mu\text{m}$ bis $205.79 \pm 10.36 \mu\text{m}$ <i>iTero</i> Richtigkeit: $74.98 \pm 8.62 \mu\text{m}$ bis $107.68 \pm 24.53 \mu\text{m}$ Präzision: $197.16 \pm 25.57 \mu\text{m}$ bis $272.21 \pm 29.95 \mu\text{m}$ <i>CEREC AC Omnicam</i> Richtigkeit: $89.17 \pm 12.47 \mu\text{m}$ bis $108.28 \pm 12.98 \mu\text{m}$ Präzision: $243.68 \pm 35.63 \mu\text{m}$ bis $283.73 \pm 23.32 \mu\text{m}$ <i>True Definition Scanner:</i> Richtigkeit: $28.78 \pm 10.68 \mu\text{m}$ bis $35.67 \pm 19.70 \mu\text{m}$ Präzision: $82.83 \pm 24.88 \mu\text{m}$ bis $111.78 \pm 44.15 \mu\text{m}$
MEDINA-SOTOMAYOR et al. ^[73] Implantatabformung untersucht	2018	<i>Urmodell:</i> Flächenüberlagerung nach Best-Fit-Algorithmus <i>Referenzsystem:</i> Industrieller, optischer Präzisions-scanner	Richtigkeit und Präzision in Korrelation mit der Auflösung der Scanner: <i>3Shape Trios</i> Richtigkeit: $55,31 \pm 8.65 \mu\text{m}$ Präzision: $194,53 \pm 11.74 \mu\text{m}$ Auflösung: $41.21 \pm 1.35 \text{ pts/mm}^2$ <i>iTero</i> Richtigkeit: $94,52 \pm 20.68 \mu\text{m}$ Präzision: $246,81 \pm 44.97 \mu\text{m}$ Auflösung: $34.20 \pm 0.76 \text{ pts/mm}^2$ <i>CEREC AC Omnicam</i> Richtigkeit: $98,33 \pm 14.01 \mu\text{m}$ Präzision: $261,77 \pm 32.60 \mu\text{m}$ Auflösung: $79.82 \pm 0.79 \text{ pts/mm}^2$ <i>True Definition Scanner:</i> Richtigkeit: $32,08 \pm 13.70 \mu\text{m}$ Präzision: $98,81 \pm 40.35 \mu\text{m}$ Auflösung: $54.68 \pm 6.14 \text{ pts/mm}^2$
TOMITA et al. ^[107] Implantatabformung nicht untersucht	2018	<i>Urmodell:</i> Auswertung mittels konstruierter Geometrien: Distanzen <i>Referenzsystem:</i> Koordinatenmessmaschine	Wertebereiche der Distanzmessungen über den ganzen Kiefer für die drei getesteten Abformverfahren: <i>Alginat (Starmix, Morita Tokyo, Japan):</i> Distanzabweichungen von $40.9 \pm 170.1 \mu\text{m}$ bis $150.3 \pm 63.5 \mu\text{m}$ <i>Vinylpolysiloxan (JM Silicone, Nissin):</i> Distanzabweichungen von $19.7 \pm 8.4 \mu\text{m}$ bis $134.4 \pm 15.4 \mu\text{m}$ <i>3Shape Trios IOS:</i> Distanzabweichungen von $13.4 \pm 14.8 \mu\text{m}$ bis $114.0 \pm 75.8 \mu\text{m}$

3 Ziel der Arbeit

Ziel dieser in vitro Studie war es, die Abformgenauigkeit und insbesondere die Dimensionsgenauigkeit der intraoralen Scansysteme True Definition Scanner (3m, St. Paul, USA), Lava C.O.S. (3m, St. Paul, USA), Cara Trios (Heraeus, Hanau, Deutschland), CEREC Omnicam (Sirona, Wals, Österreich) und CEREC BlueCam (Sirona, Wals, Österreich) in Bezug auf die digitale Abformung von Implantaten bei Ganzkieferabformungen zu untersuchen. Es sollte ermittelt werden, inwiefern die intraoralen Scansysteme einen exakten drei-dimensionalen Transfer von Implantatpositionen leisten können.

Es wurde ein geeignetes Studienmodell und eine Methode entwickelt, mit deren Hilfe potentielle, dreidimensionale Veränderungen der Implantatpositionen innerhalb der Scan-Datensätze registriert werden konnten.

Die Auswertung der Scandaten erfolgte anhand folgender Parameter:

- a) Lineare Distanzänderungen zwischen den Implantatmittelpunkten
- b) Neigungs- und Rotationsänderungen der Implantatachsen
- c) Dreidimensionale Verschiebung der Implantatmittelpunkte im Raum anhand der x-, y- und z-Koordinaten
- d) Analyse der Oberflächenabweichungen (Punkt-zu Punkt-Abweichung) von Studiendatensatz zu Referenzdatensatz

Folgende Nullhypothese wurde formuliert:

Die fünf untersuchten Scansysteme unterscheiden sich in Bezug auf die untersuchten Parameter (a-d) nicht voneinander.

4 Material und Methode

4.1 Rahmenbedingungen

Alle Versuche wurden in Laborräumen bei konstanter Luftfeuchtigkeit ($50\% \pm 10\%$) sowie einer Raumtemperatur von $23^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ durchgeführt.

4.2 Studienaufbau

Diese Studie wurde als in vitro Studie konzipiert, anhand derer fünf verschiedene intraorale Scansysteme mithilfe eines Urmodells im Hinblick auf ihre Dimensionsstabilität bei digitalen Implantatabformungen untersucht werden sollten. Dazu sollten jeweils zehn Scans der Scanner True Definition Scanner, Cara Trios, Lava C.O.S., CEREC Bluecam und CEREC Omnicam in Bezug auf die Dimensionstreue der von ihnen erzeugten Datensätze untersucht und darüber hinaus untereinander verglichen werden. Als Referenzsysteme standen sowohl eine Koordinatenmessmaschine (Referenzsystem 1: „RS1“, THOME Rapid) als auch ein optischer, industrieller Referenzscanner (Referenzsystem 2: „RS2“, GOM, ATOS Core) zur Verfügung. Dies war notwendig, da die taktile Koordinatenmessmaschine nicht das gesamte Modell digitalisieren konnte, was jedoch für einen Flächenvergleich über die gesamte Oberfläche der Scans notwendig war. Für die Messung der Distanzen, Winkel und Punktabstände wurde die Referenzmessung der Koordinatenmessmaschine herangezogen, da deren Messgenauigkeit nochmals höher, als die des optischen Referenzscanners war und somit auch kleinste Ungenauigkeiten der zu testenden intraoralen Scansysteme registriert werden konnten. Auf diese Weise konnten die digitalen Modelle auf zwei Weisen untersucht werden. Einmal in Abhängigkeit von einem Best-Fit-Algorithmus bei der direkten Flächenüberlagerung mit dem Referenzscan des industriellen, optischen Referenzscanners und einmal unabhängig von einem Best-Fit-Algorithmus, indem separat das Urmodell taktil vermessen wurde und die registrierten Werte direkt mit denen der digitalen Modellen verglichen wurden. Dazu wurden die digitalen Modelle der intraoralen Scanner in einer 3D-Analysesoftware anhand von konstruierten Vermessungsgeometrien ausgewertet. Hierzu war keine Flächenüberlagerung mit einem Referenzscan notwendig. Im folgenden Schaubild ist der Studienablauf noch einmal skizziert. (Abb. 13)

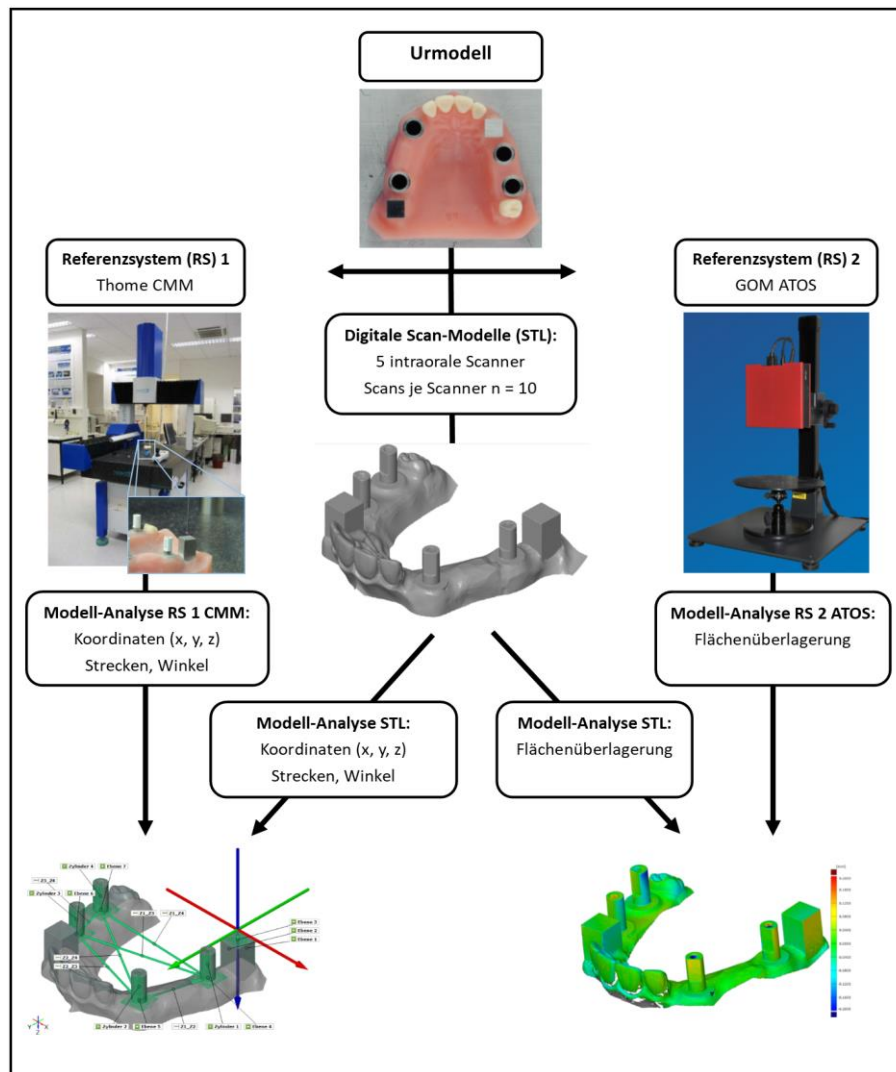


Abb. 13: Aufbau der Studie

4.3 Implantat-Urmodell

4.3.1 Konzeption

Das in dieser Studie verwandte Implantat-Urmodell (Abb. 14) basiert auf folgenden Überlegungen: Zum einen sollte durch die Konzeption möglichst genau die physiologische Situation im Patientenmund wiedergegeben werden, zum anderen sollte der Modellaufbau eine bestmögliche Analyse der zu untersuchenden Studienparameter ermöglichen. Darüber hinaus sollte auch für Folgestudien die Möglichkeit bestehen, möglichst einfach weitere Implantatsysteme und Scanbodies testen zu können. Realisiert wurden diese Vorgaben durch folgenden Aufbau: Das Urmodell besteht aus einem Grundgerüst aus Edelstahl sowie einer

Kunststoffmaske auf Basis einer Abformung eines teilbezahnten Patientenoberkiefers. Die Restbezahnung des Kunststoffanteils besteht aus der Front von 12 auf 22 sowie dem Zahn 27.



Abb. 14: Urmodell

Die Basis des Modells bildet eine 10 x 10 cm große Platte aus Edelstahl (Abb. 14), auf die in definierten Positionen starre, rotationsgeschützte Stahlröhrchen mit einer Gesamtlänge von 25 mm montiert wurden (Abb. 15). Die einzelnen Positionen der Stahlröhrchen sind analog zu den gewünschten Positionen der Implantate auf dem fertigen Urmodell mit Kunststoffmaske, d.h. in Regio 25 und 26 sowie 14 und 16 (Abb. 14). Diese fest montierten Stahlröhrchen fungierten als Aufnahmeröhrchen für verschiedene Implantatsysteme. Um eine Austauschbarkeit der Implantatsysteme, auch bei verschiedenen Implantatdurchmessern, zu gewährleisten, wurden die einzelnen Implantate in Stechröhrchen geklebt (Abb. 15). Die Stechröhrchen dienen ausschließlich der adhäsiven Aufnahme verschiedener Implantatsysteme und besitzen einen, je nach verwendetem Implantatsystem, definierten Innendurchmesser, jedoch einen fixen Außendurchmesser. Jedes Stechröhrchen kann somit in jedes beliebige Aufnahmeröhrchen integriert werden, unabhängig vom Durchmesser des verwendeten Implantatsystems (Abb. 16). Ziel dieser Studie war es jedoch zunächst, ausschließlich die Genauigkeit der verwendeten digitalen Abformsysteme zu ermitteln. Auf die Untersuchung verschiedener Implantatsysteme wurde daher verzichtet. Es sollte jedoch die Möglichkeit geschaffen werden, vergleichbare Folgestudien anhand eines Referenzmodells durchführen zu können.

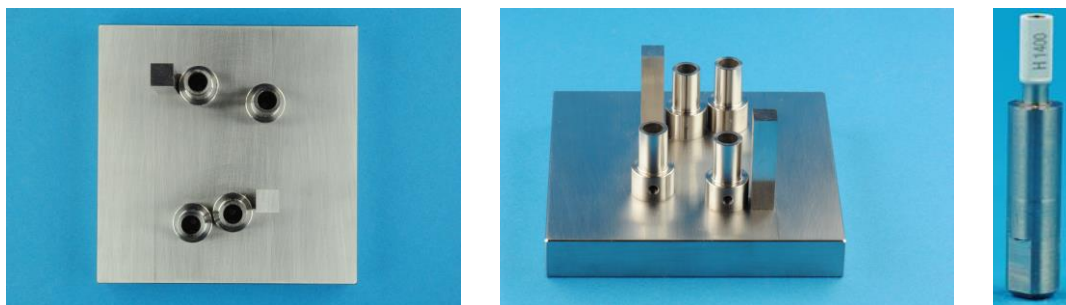


Abb. 15: Grundstruktur des Urmodells Von links nach rechts: Basisplatte aus Edelstahl Aufsicht, Seitenansicht und Stechröhrchen mit verklebtem Implantat und Scanbody

Die Stechröhrchen sind zusätzlich durch Abflachungen sowie einer extern zugänglichen Madschraube gegen Rotation und vertikale Verschiebung geschützt (Abb. 15 und 16). In Regio 24 und 17 ist jeweils ein Messquader fest auf der Basisplatte montiert. Die Quader sind 35 mm hoch sowie 8 mm breit und 8 mm lang. Sie überragen damit die Implantatröhrchen um 8 mm, sodass auf der Kunststoffmaske ein 8 x 8 x 8 mm großer Messwürfel resultiert (Abb. 14 und 16). Diese beiden Quader dienen als fixe Referenzgeometrien, anhand derer die späteren Studienscans zum Referenzscan ausgerichtet werden können. (siehe dazu Kapitel 4.5) Dieses Edelstahlgrundgerüst wird von der Kunststoffmaske eingefasst. Es entsteht so ein vollständiges Modell, das der klinischen Situation nachempfunden ist (Abb. 14).

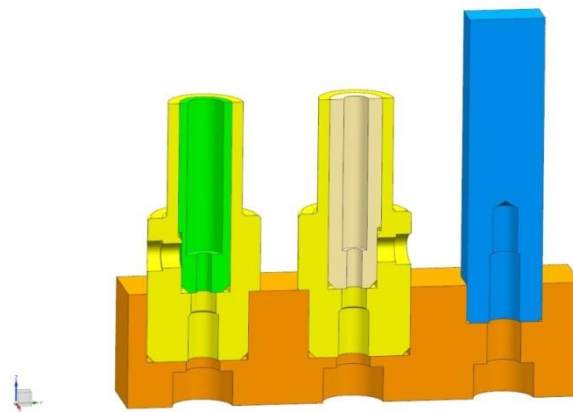


Abb. 16: Schematische CAD-Zeichnung der Versuchsaufbauten

Für die Durchführung dieser Studie wurde das STRAUMANN Implantatssystem (Straumann Standard Plus Ø 4,8 mm, L 14 mm) gewählt. Zur Durchführung der Scans wurden die Implantate mit speziellen scanbaren Abformpfosten, sogenannten „Scanbodies“, versehen, die zur digitalen Abformung benötigt werden. In dieser Studie kamen H1400 SCANBODIES (2te Generation, Medentika) zum Einsatz. Die Scanbodies wurden mittels einer Schraubenverbindung (Drehmoment 25 Ncm) fest auf den Implantaten befestigt und im Rahmen dieser Studie nicht wieder entfernt. Die Geometrie dieses Scanbodys ermöglichte aufgrund der zylindrischen Grundform mit zusätzlichen Ebenen eine optimale Auswertung innerhalb der Analysesoftware.

4.4 Verwendete intraorale Scanner und Scanvorgang

4.4.1 Scanner

Die in der Studie getesteten Scanner werden in der nachfolgenden Tabelle aufgeführt (Tab. 2). Die Handstücke der Geräte sind auf Abb. 17 zu sehen. Die Funktionsweise wurde bereits eingehend in Kapitel 2.3 beschrieben.

Tab.2 : Verwendete Scanner und Softwareversionen

Scanner	Softwareversion	Hersteller
True Definition Scanner	4.1	3M St. Paul USA
Lava C.O.S.	3.1.2	3M St. Paul USA
Cara Trios	2013-1	Heraeus, Hanau, Deutschland
CEREC Omnicam	4.2.1.61068	Sirona, Wals, Österreich
CEREC Bluecam	4.2.1.61068	Sirona, Wals, Österreich

Die Scanner wurden jeweils eine halbe Stunde vor Beginn einer Testreihe eingeschaltet. So konnte gewährleistet werden, dass die Komponenten auf Betriebstemperatur aufgeheizt waren. Ebenso erfolgte, sofern möglich, eine Kalibrierung des Geräts nach Herstellerangaben. Einzig im Fall des True Definition Scanners war eine zusätzliche Kalibrierung seitens des Benutzers nicht vorgesehen. Da das Gerät bereits ab Werk kalibriert sein sollte, wurde die erste Testreihe ohne zusätzliche Kalibrierung durchgeführt. Nach Rücksprache mit dem Hersteller wurde der Scanner daraufhin nochmals einer werksseitigen Kalibrierung unterzogen. Daher wurde der True Definition Scanner in zwei Testreihen, einmal als „True Def dekalibriert“ und als „True Def kalibriert“ getestet. Bei den Systemen CEREC Bluecam, Lava C.O.S. und True Definition Scanner handelt es sich um puderabhängige, bei den übrigen Geräten um puderunabhängige Systeme (Abb. 17).



Abb. 17: Handstücke und Scanköpfe der verwendeten Scanner

Von links nach rechts: Bluecam, Omnicam, Lava C.O.S., True Definition Scanner, Cara Trios

4.4.2 Durchführung der Scans mit den intraoralen Scansystemen

Die Scans wurden jeweils unter Laborbedingungen von einem Behandler durchgeführt. Der Scanvorgang erfolgte dabei nach Herstellerangaben und anhand eines vom Hersteller vorgegebenen und in der Literatur beschriebenen Scanpfads.^[29] Die Reihenfolge der Scans wurde durch die Art der Puderapplikation gewählt. So wurden zunächst die puderfreien Systeme CEREC Omnicam und Cara Trios getestet und erst danach die puderabhängigen Systeme, um potentielle Ungenauigkeiten durch die Schichtdicke des Puders zu vermeiden. Dabei fiel auf, dass es mit der Omnicam nicht möglich war, die teilweise reflektierenden Bauteile des Urmodells artefaktfrei zu scannen (Abb. 19). Die erste Testreihe mit der Omnicam wurde somit verworfen. Es folgte die Testreihe mit den auf leichte Puderung angewiesenen Scannern Lava C.O.S. und True Definition Scanner. Abschließend erfolgte die Scanreihe mit der auf flächendeckende Puderung angewiesenen CEREC Bluecam. Diese Versuchsreihe ergab, dass das Urmodell trotz flächendeckender Puderung mit der Bluecam nicht artefaktfrei zu scannen war. Tatsächlich waren die Scanfehler so groß, dass eine adäquate Vermessung des digitalen Modells nicht mehr möglich war (Abb. 18). Aufgrund der teils massiven Scanfehler musste die Bluecam von dieser Studie ausgeschlossen werden, da kein vollständiges, verwertbares, digitales Abbild des Urmodells erstellt werden konnte. Abschließend wurde eine zweite Versuchsreihe mit der CEREC Omnicam bei flächendeckend gepudertem Urmodell durchgeführt. Unter diesen Umständen war es möglich, auch mit der Omnicam nahezu artefaktfreie digitale Modelle zu erstellen, sodass die CEREC Omnicam wieder in die Auswertung der Studie aufgenommen werden konnte. Die Scanner produzierten je nach Fabrikat Datensätze im STL-Format oder in proprietären Dateiformaten, welche jedoch mit spezieller Software der Hersteller in STL-Datensätze umgewandelt werden konnten. Diese Dateien wurden dann in der 3D-Analyse Software GOM Inspect V8 ausgewertet.

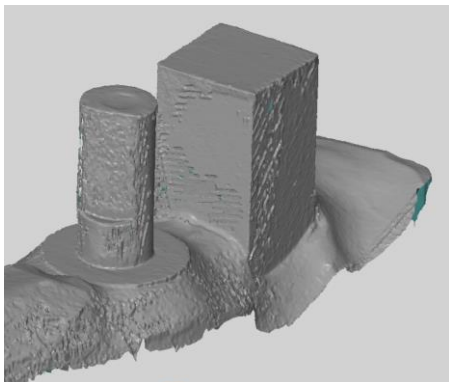


Abb. 18: Artefakte CEREC Bluecam
mit Puder

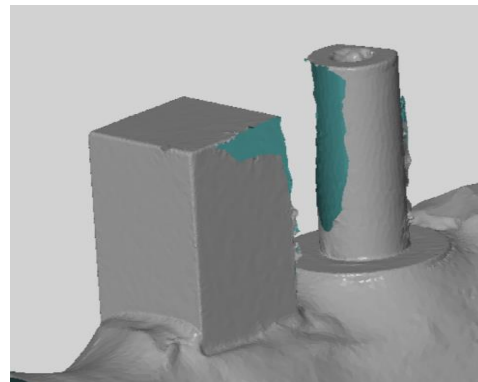


Abb. 19: Artefakte CEREC Omnicam
ohne Puder

4.5 Analyse der Datensätze

4.5.1 Referenzsystem 1: Koordinatenmessmaschine THOME Rapid

Vor Durchführung der Versuchsscans wurden die Referenzdatensätze erstellt, bzw. die Referenzparameter ermittelt. Die erste Referenzmessung des Urmodells wurde mit der Koordinatenmessmaschine RAPID (CMM, THOME Rapid, Thome Präzision, Messel, Deutschland) durchgeführt (Abb. 20).^[105] Koordinatenmessmaschinen sind taktile 3D-Scanner, die das Messobjekt mittels eines physischen Tastkopfes, im Fall der Thome Rapid ein Rubintastkopf, anfahren und abtasten (Abb. 21). Der Messtaster ist von der Firma RENISHAW und besteht aus einem Schaft aus Metall sowie einer kugelförmigen Rubinspitze mit einem Durchmesser von 1,5 mm. Die Messmaschine selbst besteht aus einem massiven Messtisch aus Granit, der schwingungsgedämpft auf einem Untertisch montiert ist. Über drei luftgelagerte Führungsschlitten kann der Rubintaster im Bereich des Messtisches jede beliebige Position anfahren. Dabei ist sowohl eine manuelle Steuerung als auch eine computergesteuerte Bewegung möglich. Die automatische Vermessung basiert auf einer CNC-Steuerung (Computerized Numerized Control) und ermöglicht eine automatische Vermessung eines Objekts nach vorheriger Programmierung. Jede Messung beginnt mit der Festlegung eines Koordinatensystems durch Konstruktion von geeigneten Ausgangsstrukturen. Dies können beispielsweise drei Ebenen im Raum sein (Abb.23). Für die initiale Programmierung werden diese Ebenen manuell angefahren. Für jede weitere Messung merkt sich die Koordinatenmessmaschine die vorgegebenen Anfangskoordinaten als gespeichertes Programm und richtet sich von nun an selbstständig per CNC-Steuerung aus. Ein einmal festgelegtes Messprogramm kann so beliebig oft wiederholt werden. Das Programm selbst wird in der Gerätesoftware METROLOG XG, Version 13.006 (Metrologic Group, Meylan, Frankreich) gespeichert und kann dort entsprechend auf die Bedürfnisse der Messung angepasst werden. Die Koordinatenmessmaschine kann Abweichungen bis zu 0,5 µm detektieren. Die volumetrische Antastabweichung wird mit 2,5 µm angegeben.^[105] Die Messunsicherheit des Referenzgeräts ist also sehr klein und bietet somit eine gute Voraussetzung auch kleinste Ungenauigkeiten detektieren zu können. Das Urmodell wurde insgesamt zehnmal vermessen und aus den gewonnenen Daten jeweils Mittelwerte gebildet, welche statistisch ausgewertet wurden. Auf diese Weise erfolgte zum einen die Überprüfung der Konstruktionsmaße des CAD-Entwurfs des Ur-Modells zum realen Ur-Modell, also der Ist- zu Soll-Zustand. Gleichzeitig konnte so die Konstanzprüfung des Referenz-Messsystems Thome Rapid vorgenommen werden.



Abb. 20: Koordinatenmessmaschine Rapide

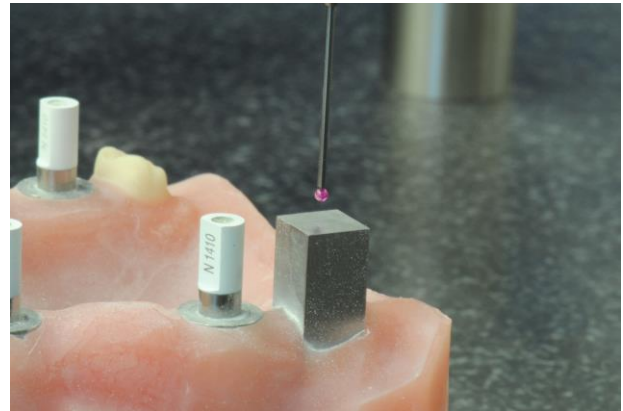


Abb. 21: Vermessung mit Rubintaster

4.5.2 Referenzsystem 2: ATOS Core

Beim ATOS Core (GOM mbH, Braunschweig) handelt es sich um einen optischen, industriellen Präzisionsscanner. Das Messprinzip beruht auf der Streifenlichtprojektion. Der Scanner kann anhand eines Drehtisches ein zu scannendes Objekt von allen Seiten aufnehmen. Die entstandenen Einzelaufnahmen werden zu einem 3D-Modell gematcht. Dies geschieht durch Überlagerung der Punktwolken und wird durch zuvor aufgebrachte Referenzpunkte auf dem Modell präzisiert. Der Scanner besitzt sowohl einen Scankopf für kleine Objekte als auch einen Scankopf für größere Objekte. Bei dem kleinen Messvolumen (45 x 30 x 25 mm) arbeitet der Scanner mit einer Genauigkeit von bis zu 4 μm , beim großen Messvolumen (135 x 100 x 100 mm) beträgt die Scangenauigkeit bis zu 8 μm . Im Fall des in dieser Studie zu vermessenden Urmodells kam der Scankopf mit dem größeren Messfeld zur Anwendung. Das heißt, es konnten minimale Abweichungen bis zu 8 μm registriert werden. Die resultierende Punktwolke kann nach erfolgter Messung polygonisiert und als STL-Datei gespeichert werden. Das so entstandene digitale Modell stand somit als Referenzdatensatz der gesamten Oberfläche des Urmodells zur Verfügung. Mithilfe der Analysesoftware GOM Inspect V8 konnte der Referenzscan in Bezug auf seine Dimension vermessen werden und in Relation zur Referenzmessung mit dem Referenzsystem 1, der Koordinatenmessmaschine

THOME Rapid, gesetzt werden. Es ergaben sich keine statistisch signifikanten Abweichungen, sodass auch der optische Scan des ATOS Core als Referenzdatensatz herangezogen werden konnte. Dieses digitale Referenzmodell wurde jedoch nur zur Analyse der Oberflächenabweichung benötigt. Sämtliche anderen Messungen wie Distanzmessungen, Winkelmessungen und dreidimensionale Punktabweichungen wurden in Bezug auf die Referenzmessung der Koordinatenmessmaschine ausgewertet.



Abb. 22: GOM ATOS Core Scanner

4.5.3 Vermessung des Urmodells

Um das Urmodell vermessen zu können und reproduzierbare Messwerte zu erhalten, war es notwendig feste Referenzstrukturen auf dem Modell festzulegen, anhand derer ein Koordinatensystem festgelegt und somit Messungen im dreidimensionalen Raum vorgenommen werden konnten. Die Referenzmessung mit der CMM Thome Rapid bildet dabei die Basis für alle weiteren Messungen. Wie bereits in Kapitel 4.5.1 geschildert, wird die Koordinatenmessmaschine so programmiert, dass zunächst ein geeignetes Koordinatensystem anhand von physischen Referenzstrukturen des Urmodells konstruiert wird. Im vorliegenden Fall wurden hierzu drei Seiten des Messquaders im ersten Quadranten des Urmodells herangezogen (Abb. 23). Die Abbildung zeigt die Konstruktion des Referenzsystems auf Basis von drei spezifischen Ebenen des Messquaders im ersten Quadranten unter Festlegung des Ursprungspunktes des Koordinatensystems P_0 (0|0|0). Jeder weitere angefahrene Punkt wird jetzt in genau diesem kartesischen Koordinatensystem gespeichert und kann mittels seiner x-, y-, und z-Koordinaten exakt zugeordnet werden. Darüber hinaus können jetzt im CNC-Modus vollständige Strukturen, wie die Messzylinder in separaten Bahnen umfahren

und somit durchgerastert werden (Abb. 24). Es entsteht also eine Punktwolke durch taktile Abtastung. Diese Messpunkte können genutzt werden, um digitale Referenzstrukturen zu konstruieren, wie Ebenen, Zylinder und Punkte. Diese Geometrien können als Referenzgeometrien für alle Messungen herangezogen werden. Fehlende Referenzgeometrien, wie die Implantatmittelpunkte lassen sich anhand der vorhandenen Strukturen in der Software Metrolog XG konstruieren (Abb. 23). Hierzu wird der Schnittpunkt der Achse des jeweiligen Zylinders mit der Bodenebene des Zylinders konstruiert. Anschließend können auch die Distanzen zwischen den einzelnen Implantatmittelpunkten konstruiert und vermessen werden. Über die konstruierten Ebenen auf den Messzylindern und der Referenzebene E1 des Referenzquaders kann zudem der Neigungs- und Rotationswinkel der Zylinder in Relation zum Referenzquader konstruiert und gemessen werden. Diese einmal festgelegten Werte dienen als Referenz für alle Messungen innerhalb der Versuchsscans.

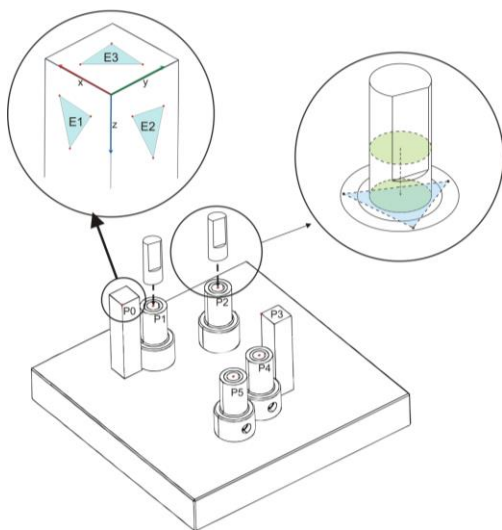


Abb. 23: Konstruktion der Geometrien

(Ebenen, Punkte Koordiantensystem)

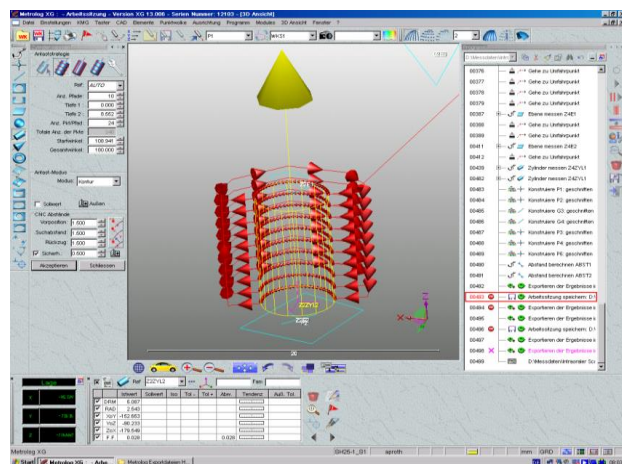


Abb. 24: Konstruktion der Geometrien (Zylinder)

4.5.4 Vermessung der digitalen Modelle der Intraoralscanner

Um die STL-Datensätze der optischen Scanner in gleicher Weise vermessen zu können, bedurfte es einer speziellen 3D-Analysesoftware, in diesem Fall GOM Inspect in der Version 8. Innerhalb dieser Software lassen sich dieselben Geometrien, die mit der Koordinatenmessmaschine konstruiert wurden, auch auf der Oberfläche des virtuellen 3D-Modells des Scans konstruieren. Hierzu wird ein kleiner Ausschnitt des Scans manuell

markiert und anschließend wird durch die Software nur in diesem kleinen Bereich eine ideale CAD-Geometrie, das heißt also eine perfekte Computerzeichnung einer Geometrie, im Beispiel eine Ebene, bestmöglich in Deckung gebracht (Abb. 25). Anders als bei der Überlagerung ganzer Scans, also verschiedener Punktwolken, wird hier nur in einem sehr kleinen Bereich ein Best-Fit-Verfahren zur Ausrichtung einer CAD-Geometrie, also einer Zeichenebene, angewandt. Es ist daher nur mit sehr kleinen Abweichungen durch den Best-Fit-Algorithmus zu rechnen. Auf diese Weise können dieselben Geometrien, die auch durch die Koordinatenmessmaschine auf Basis des reellen Urmodells konstruiert wurden, auch auf den STL-Datensätzen der optischen Scanner konstruiert werden. In der Analysesoftware GOM Inspect V8 können jetzt die Modelle analog zum Koordinatensystem der Koordinatenmessmaschine (Referenzsystem 1) ausgerichtet werden und somit alle Messungen im gleichen Koordinatensystem vorgenommen werden. Dadurch lassen sich die Messwerte der Koordinatenmessmaschine und die Messwerte der digitalen Scans direkt miteinander in einem Koordinatensystem vergleichen. Somit konnten die Intraoralscans im Hinblick auf das quantitative Ausmaß und die Richtung von potentiellen Dimensionsänderungen untersucht werden.

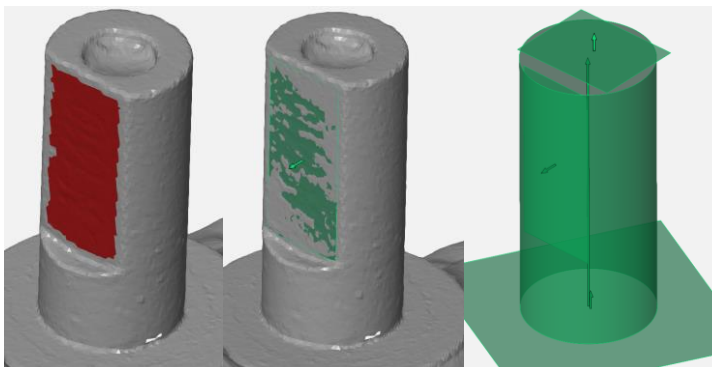


Abb. 25: Konstruktion einer Vermessungsgeometrie auf den Scandaten

(von links nach rechts: Auswahl der Punkte, konstruierte Ebene, vollständig konstruierte Geometrien)

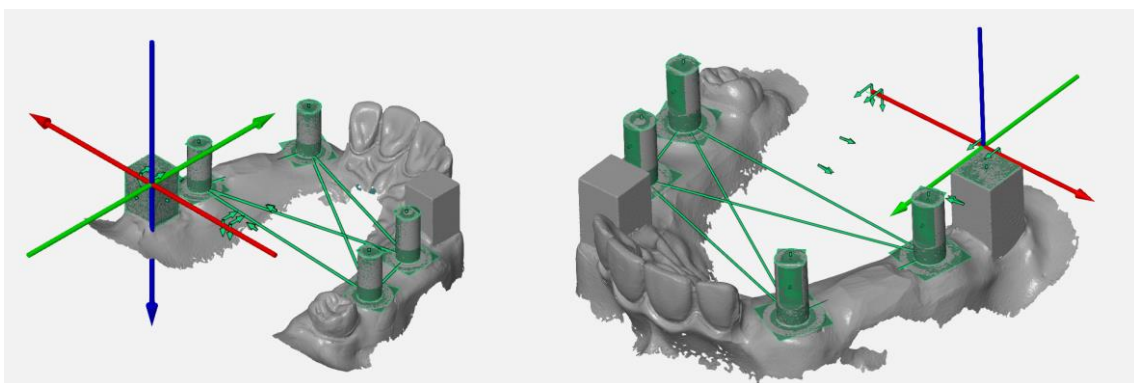


Abb. 26: Vollständig konstruierte Geometrien auf Gesamtscan mit Koordinatensystem

4.5.5 Oberflächenanalyse der digitalen Modelle der Intraoralscans

Zusätzlich zur Analyse der räumlichen Dimensionsänderungen in Bezug auf die Referenzmessung mit der THOME Rapid CMM wurde eine Flächenüberlagerung der gesamten Oberfläche mithilfe des Referenzscans des ATOS Core Scanners (Referenzsystem 2) vorgenommen. Für die Überlagerung der gesamten Oberfläche war es notwendig, auf einen zusätzlichen, optischen Referenzscan zurückzugreifen, da mit der THOME Rapid CMM, aufgrund der Limitierung durch die Tastergröße, nicht das vollständige Modell auf taktilem Weg digitalisiert werden konnte. Diese Einschränkung ist bei einem optischen Referenzscan nicht vorhanden, sodass das Urmodell in allen Details digitalisiert werden konnte. Die Ausrichtung der Intraoralscans zum Referenzscan erfolgt bei diesem Testverfahren jedoch nicht anhand eines definierten Koordinatensystems, sondern anhand eines Best-Fit-Algorithmus, der den Referenzscan und den Intraoralscan anhand der Gesamtheit der Messpunkte der Punktwolken beider Scans übereinander in Deckung zu bringen versucht. Nach einer initialen Ausrichtung über alle Punkte wurde eine Hauptausrichtung zur Präzisierung der Überlagerung durchgeführt. Der maximale Abstand der zur Überlagerung herangezogenen, korrespondierenden Punktpaare, wurde dafür auf 10 µm festgelegt. Der Best-Fit-Algorithmus rotierte und verschoob nun Intraoralscan und Referenzscan solange gegeneinander, bis die zur Ausrichtung herangezogenen Messpunkte möglichst dicht beieinander lagen. Die resultierende, mittelwertige, senkrechte Abweichung der Punkte zueinander ließ sich in der Software sowohl in Werten als auch in einer grafischen Darstellung ausdrücken. Grafisch werden gut in Deckung gebrachte Anteile der Scans grün, Scananteile die über dem Referenzscan liegen rot und Anteile die unter dem Referenzscan liegen blau markiert. Die gemessenen, mittelwertigen Abweichungen der Punkte lassen sich in der Software tabellarisch als mittelwertige negative und positive Abweichungen angeben.

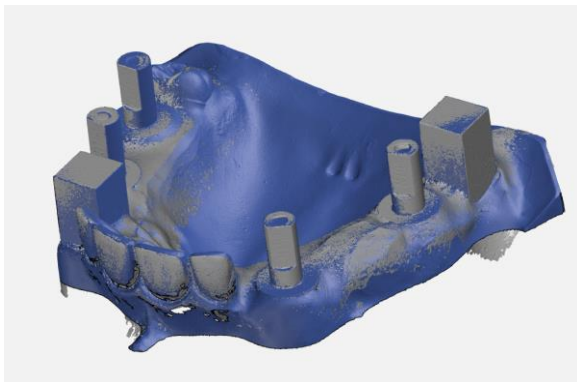


Abb. 27: Überlagerte Scans

(Blau = Referenz, Grau = Studienscan)

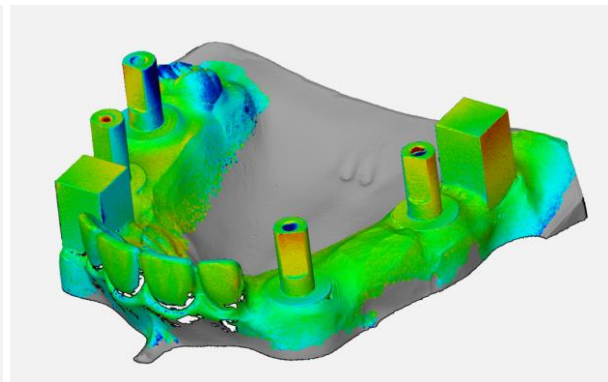


Abb. 28: Überlagerte Scans als Farbplot

(Flächenvergleich)

4.6 Statistische Analyse

Die statistische Auswertung wurde mit der Analysesoftware SPSS 23.0.0.0 durchgeführt. Eine statistische Beratung erfolgte durch Herrn Dr. Johannes Hermann. (Statistikberatung Johannes Herrmann, Gießen)

Es wurden die jeweiligen Werte der Koordinaten, Strecken, Winkel sowie der Flächenabweichungen gemessen und von den Werten der Referenzmessung abgezogen. Somit ergaben sich die jeweiligen, tatsächlichen Abweichungen, welche statistisch ausgewertet wurden.

Die Daten wiesen in allen Parametern teilweise erhebliche Ausreißer und Extremwerte auf und waren darüber hinaus teilweise nicht normalverteilt. Aus diesem Grund erschienen parametrische Verfahren fragwürdig. Da die Testvoraussetzung einer ähnlichen Verteilungsform der Daten nicht gegeben war, konnten weder der Kruskal-Wallis-Test noch der Mann-Whitney-U-Test zur Anwendung kommen. Die Wahl fiel daher auf den Mediantest, ein nicht-parametrisches Verfahren, welches nach BORTZ et al.^[12] frei von Verteilungsannahmen ist. Die Analyse von Median-Werten stellt bei einer Verteilung mit vielen Ausreißern eine robustere Methode dar, als der Vergleich von Mittelwerten.^[12]

Der Mediantest konnte unter anderem auch deshalb zur Anwendung kommen, da die Daten aufgrund ihres Ursprungs von verschiedenen Geräten als unabhängige Stichproben betrachtet werden konnten. Bei einem signifikant ausfallendem Median-Test über die fünf Scan-Systeme wurden paarweise Vergleiche zwischen allen fünf Scannern gerechnet. Die jeweils zehn multiplen Vergleiche wurden anschließend nach Bonferroni-Holm korrigiert.^[12]

Das Signifikanzniveau wurde auf 5% ($p < 0,05$) festgelegt.

Die Ergebnisse der statistischen Analyse wurden anhand der p-Werte ausgewertet und sowohl grafisch als auch tabellarisch dargestellt (Kap. 5).

5 Ergebnisse

Es wurden insgesamt 50 Scans von fünf verschiedenen intraoralen Scan-Systemen ausgewertet. Der True Definition Scanner wurde in zwei verschiedenen Versionen, nämlich „kalibriert“ und „dekalibriert“ getestet. Mit der CEREC Bluecam konnte hingegen kein vollständiger Scan des Urmodells angefertigt werden, sodass nur die Ergebnisse des Nachfolgemodells CEREC Omnicam statistisch berücksichtigt werden konnten. In der Summe wurden jedoch fünf Scan-Systeme getestet und ausgewertet. Die Ergebnisse werden sowohl grafisch anhand von Boxplot-Diagrammen als auch tabellarisch anhand der ermittelten Mediane und Mittelwerte in μm dargestellt. Zudem erfolgt eine tabellarische Darstellung der Ergebnisse der statistischen Analyse. Ein p-Wert $<0,05$ bezeichnet dabei einen signifikanten Unterschied, nicht signifikante Unterschiede sind mit n.s. gekennzeichnet.

5.1 Distanzen

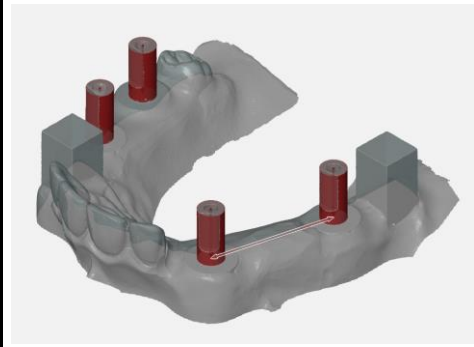
Es wurden jeweils die Beträge der Abweichungen zur Auswertung herangezogen und miteinander verglichen. Im Folgenden sollen die Auswertungen der sechs verschiedenen Abstandsmessungen dargestellt werden. Außerdem wurde eine Darstellung der kumulierten Abstandssummen vorgenommen.

5.1.1 Abstand Z1_Z2

Für die Strecke Z1_Z2 zwischen Zylinder 1 und Zylinder 2 konnten einzig für die Scanner True Definition Scanner (kalibriert) und Cara Trios keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Alle anderen getesteten Scanner wiesen signifikante Unterschiede untereinander auf. Der True Definition Scanner (kalibriert) wies die geringste Abweichung zur Referenzmessung auf. Es folgten der Cara Trios, der True Definition Scanner (dekalibriert), der Lava C.O.S. und die CEREC Omnicam mit jeweils steigender Abweichung zur Referenzmessung. Auffallend waren neben den geringen Abweichungen der Scanner True Definition Scanner (kalibriert) und Cara Trios die zusätzlich ebenfalls sehr geringen Standardabweichungen der beiden Scanner. Die CEREC Omnicam wies im Vergleich auch die größte Standardabweichung auf.

Tab. 3: Abweichungen zur Referenz: Strecke Z1_Z2

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	10,57	10,65	± 4,492
True Def Dekal	85,07	70,25	± 33,220
Cara Trios	11,89	13,45	± 8,539
Lava C.O.S.	189,23	188,35	± 39,075
CEREC Omnicam	283,00	310,15	± 79,300



Tab. 4: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur Z1_Z2

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p< 0,05	n.s.	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	p< 0,05	-	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05
Cara Trios	n.s.	p< 0,05	-	p< 0,05	p< 0,05
Lava C.O.S.	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	-	p< 0,05
CEREC Omnicam	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	-

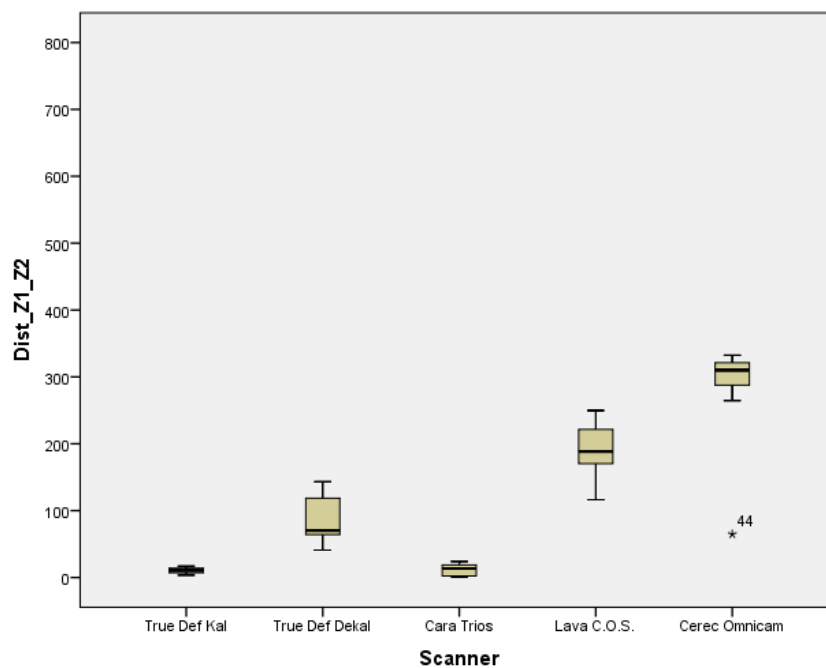


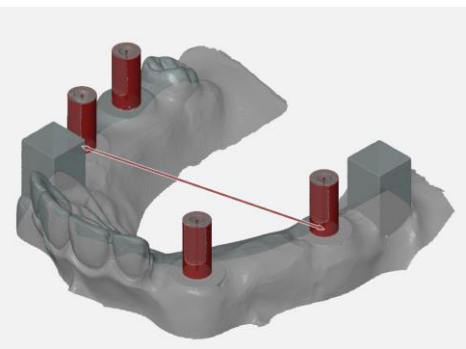
Abb. 29: Abweichungen zur Referenz - Strecke Z1_Z2

5.1.2 Abstand Z1_Z3

In Bezug auf die Strecke Z1_Z3 zwischen Zylinder 1 und Zylinder 3 unterschied sich der Scanner True Definition Scanner (kalibriert) signifikant von allen Scannern bis auf den Cara Trios. Außerdem unterschieden sich die Scanner True Definition Scanner (dekalibriert) und die CEREC Omnicam signifikant voneinander. Alle anderen Scanner unterschieden sich nicht signifikant in Bezug auf die Richtigkeit der Distanzmessung Z1_Z3. Der True Definition Scanner (kalibriert) wies auch hier die geringste Abweichung zur Referenzmessung auf, gefolgt von True Definition Scanner (dekalibriert), Cara Trios, Lava C.O.S. und CEREC Omnicam.

Tab. 5: Abweichungen zur Referenz: Strecke Z1_Z3

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	50,83	60,70	± 35,237
True Def Dekal	184,57	181,50	± 71,640
Cara Trios	190,99	177,05	± 131,847
Lava C.O.S.	334,13	330,70	± 102,469
CEREC Omnicam	389,90	429,95	± 201,487



Tab. 6: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur Z1_Z3

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p< 0,05	n.s.	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	p< 0,05	-	n.s.	n.s.	p< 0,05
Cara Trios	n.s.	n.s.	-	n.s.	n.s.
Lava C.O.S.	p< 0,05	n.s.	n.s.	-	n.s.
CEREC Omnicam	p< 0,05	p< 0,05	n.s.	n.s.	-

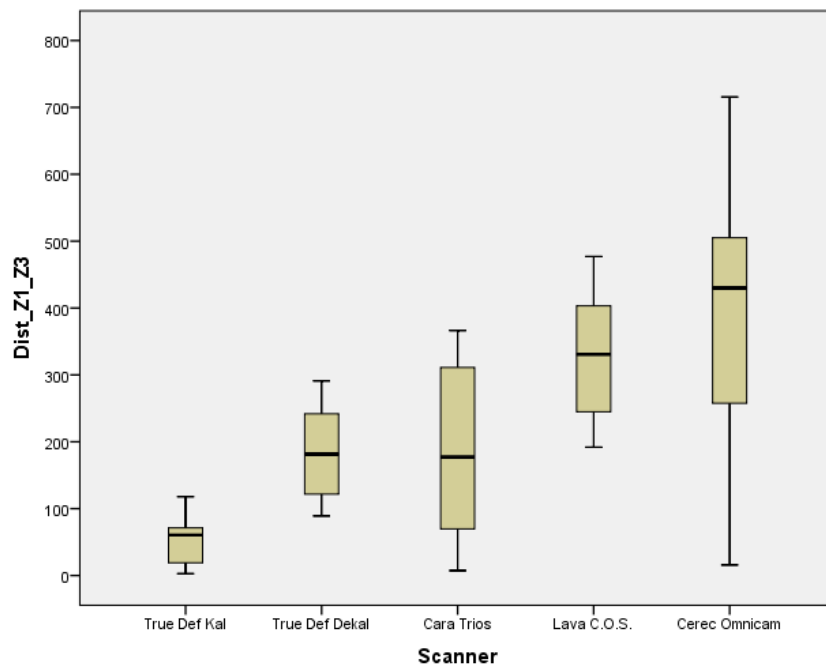


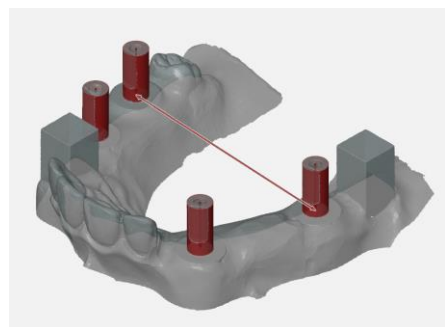
Abb. 30: Abweichungen zur Referenz - Strecke Z1_Z3

5.1.3 Abstand Z1_Z4

In Bezug auf die Strecke Z1_Z4 zwischen Zylinder 1 und Zylinder 4 unterschied sich der Scanner True Definition Scanner (kalibriert) ebenfalls signifikant von allen Scannern bis auf den Cara Trios. Außerdem unterschieden sich die Scanner Cara Trios und CEREC Omnicam signifikant voneinander. Alle anderen Scanner unterschieden sich nicht signifikant in Bezug auf die Richtigkeit der Distanzmessung Z1_Z4. Die geringste Abweichung zeigte wiederum der True Definition Scanner (kalibriert), die höchste Abweichung konnte bei der CEREC Omnicam gemessen werden.

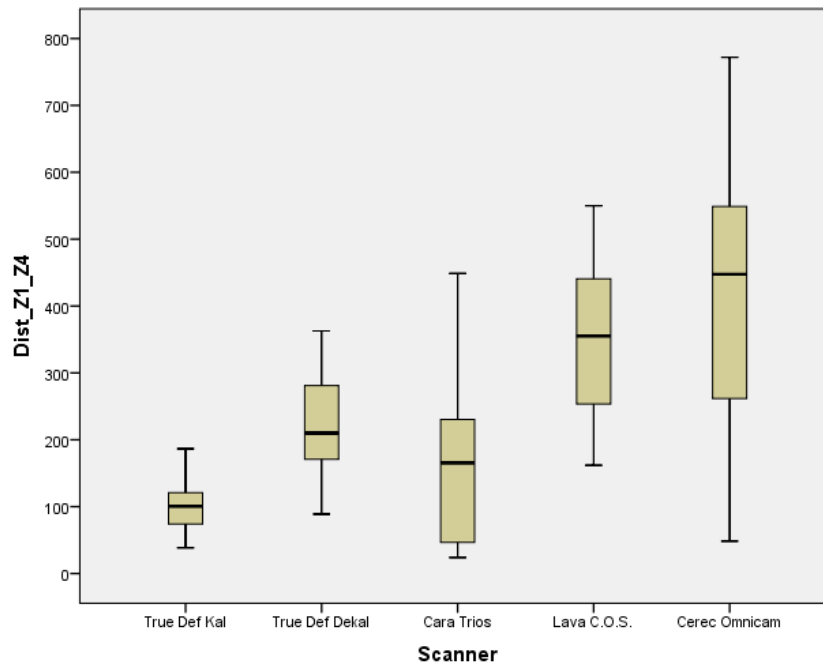
Tab. 7: Abweichungen zur Referenz: Strecke Z1_Z4

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	99,69	100,60	± 41,619
True Def Dekal	223,49	210,00	± 89,416
Cara Trios	177,24	165,40	± 133,757
Lava C.O.S.	351,28	355,05	± 130,097
CEREC Omnicam	428,19	447,50	± 212,898



Tab. 8: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur Z1_Z4

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p< 0,05	n.s.	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	p< 0,05	-	n.s.	n.s.	n.s.
Cara Trios	n.s.	n.s.	-	n.s.	p< 0,05
Lava C.O.S.	p< 0,05	n.s.	n.s.	-	n.s.
CEREC Omnicam	p< 0,05	n.s.	p< 0,05	n.s.	-

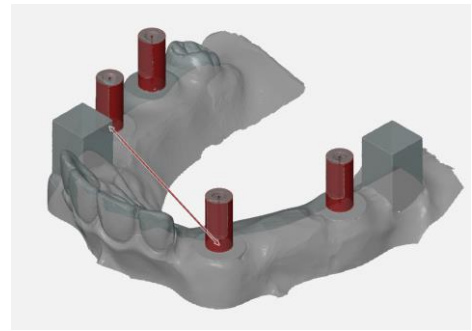
**Abb. 31: Abweichungen zur Referenz - Strecke Z1_Z4**

5.1.4 Abstand Z2_Z3

Für die Strecke Z2_Z3 zwischen Zylinder 2 und Zylinder 3 konnten nur für die Systeme True Definition Scanner (kalibriert) und Cara Trios sowie für die Scanner True Definition Scanner (dekalibriert) und Lava C.O.S. keine signifikanten Unterschiede gefunden werden. Alle übrigen Scanner unterschieden sich signifikant untereinander. Die geringste Abweichung konnte beim True Definition Scanner (kalibriert) gemessen werden, die höchste Abweichung bei der CEREC Omnicam.

Tab. 9: Abweichungen zur Referenz: Strecke Z2_Z3

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	38,99	45,00	± 22,524
True Def Dekal	165,75	142,95	± 58,338
Cara Trios	56,77	66,35	± 33,248
Lava C.O.S.	262,59	266,45	± 88,547
CEREC Omnicam	433,87	495,10	± 140,917



Tab. 10: Tabellarische Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur Z2_Z3

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p< 0,05	n.s.	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	p< 0,05	-	p< 0,05	n.s.	p< 0,05
Cara Trios	n.s.	p< 0,05	-	p< 0,05	p< 0,05
Lava C.O.S.	p< 0,05	n.s.	p< 0,05	-	p< 0,05
CEREC Omnicam	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	-

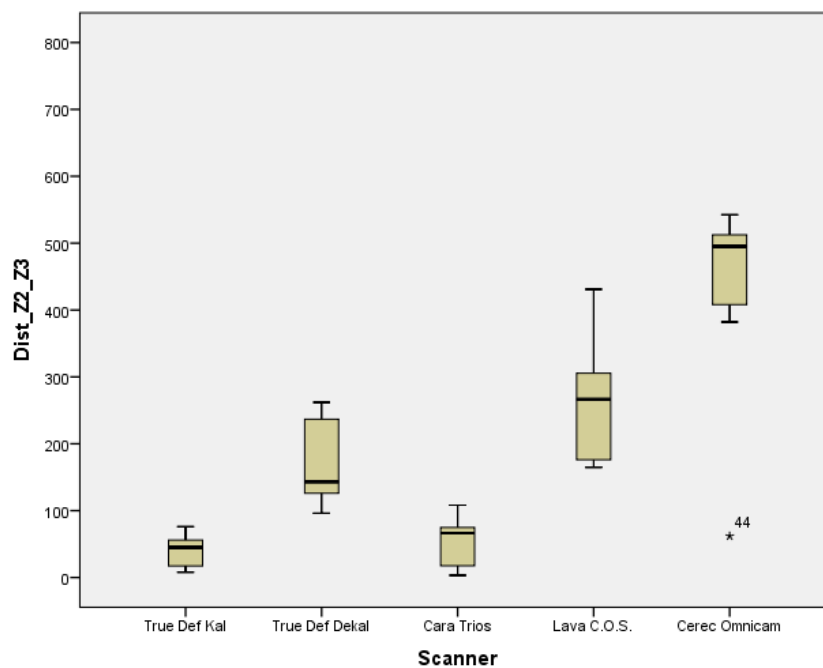


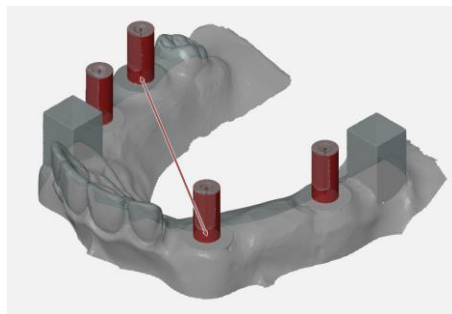
Abb. 32: Abweichungen zur Referenz - Strecke Z2_Z3

5.1.5 Abstand Z2_Z4

Für die Strecke Z2_Z4 zwischen Zylinder 2 und Zylinder 4 konnten nur für die Systeme True Definition Scanner (kalibriert) und Cara Trios sowie für die Scanner True Definition Scanner (dekalibriert) und Lava C.O.S. keine signifikanten Unterschiede gefunden werden. Alle übrigen Scanner unterschieden sich signifikant untereinander. Die geringste Abweichung konnte in diesem Fall anders als bei den übrigen Testergebnissen, beim Cara Trios gemessen werden. Der Cara Trios erreichte bei dieser Streckenmessung eine ca. dreimal geringere Abweichung zur Referenz als der True Definition Scanner (kalibriert). Allerdings war die Standardabweichung des Cara Trios bei dieser Messung ca. doppelt so hoch wie beim True Definition Scanner (kalibriert). Die übrigen Scanner wiesen signifikant höhere Messwerte auf, wobei bei der Omnicam wiederum die höchsten Abweichungen zu verzeichnen waren.

Tab. 11: Abweichungen zur Referenz: Strecke Z2_Z4

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	66,67	68,30	± 26,683
True Def Dekal	213,67	182,45	± 80,826
Cara Trios	38,13	15,50	± 47,047
Lava C.O.S.	330,85	341,60	± 113,477
CEREC Omnicam	579,40	615,35	± 167,716



Tab. 12: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur Z2_Z4

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p < 0,05	n.s.	p < 0,05	p < 0,05
True Def Dekal	p < 0,05	-	p < 0,05	n.s.	p < 0,05
Cara Trios	n.s.	p < 0,05	-	p < 0,05	p < 0,05
Lava C.O.S.	p < 0,05	n.s.	p < 0,05	-	p < 0,05
CEREC Omnicam	p < 0,05	p < 0,05	p < 0,05	p < 0,05	-

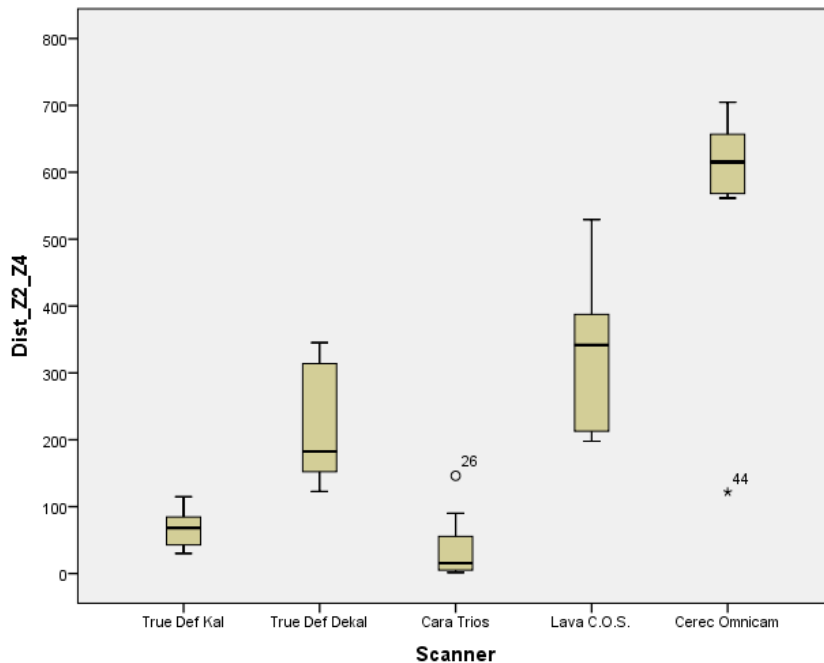


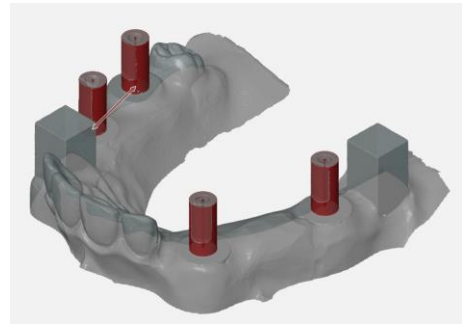
Abb. 33: Abweichungen zur Referenz - Strecke Z2_Z4

5.1.6 Abstand Z3_Z4

Für die Strecke Z3_Z4 zwischen Zylinder 3 und Zylinder 4 konnten nur für die Systeme True Definition Scanner (kalibriert) und Cara Trios keine signifikanten Unterschiede gefunden werden. Alle übrigen Scanner unterschieden sich signifikant untereinander. Die geringste Abweichung wies in diesem Fall, bei Beurteilung der Mittelwerte, knapp der True Definition Scanner (kalibriert) auf. Bei Beurteilung der Mediane konnte beim Cara Trios eine geringfügig kleinere Abweichung zur Referenz gemessen werden als beim True Definition Scanner (kalibriert). Ebenfalls sind die sehr geringen und nahezu identischen Standardabweichungen der beiden Geräte bemerkenswert. Die übrigen Scanner unterschieden sich wiederum signifikant voneinander und wiesen allesamt höhere Messwerte als Cara Trios und True Definition Scanner (kalibriert) auf. Die CEREC Omnicam erzielte zwar auch bei dieser Messung wieder die höchste Abweichung, es ist jedoch bemerkenswert, dass die Standardabweichung in diesem Fall mit 32 μm signifikant geringer ausfällt als bei allen übrigen Messungen und damit beinahe identisch mit den Standardabweichungen von True Definition Scanner (dekalibriert) und Cara Trios ist. Ohne Ausreißer oder Extremwerte wäre sogar eine geringere Standardabweichung zu verzeichnen gewesen.

Tab. 13: Abweichungen zur Referenz: Strecke Z3_Z4

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	6,03	3,60	± 5,724
True Def Dekal	43,28	30,05	± 26,233
Cara Trios	6,22	2,80	± 6,184
Lava C.O.S.	98,11	98,80	± 26,397
CEREC Omnicam	212,28	198,40	±32,512



Tab. 14: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur Z3_Z4

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p< 0,05	n.s.	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	p< 0,05	-	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05
Cara Trios	n.s.	p< 0,05	-	p< 0,05	p< 0,05
Lava C.O.S.	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	-	p< 0,05
CEREC Omnicam	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	-

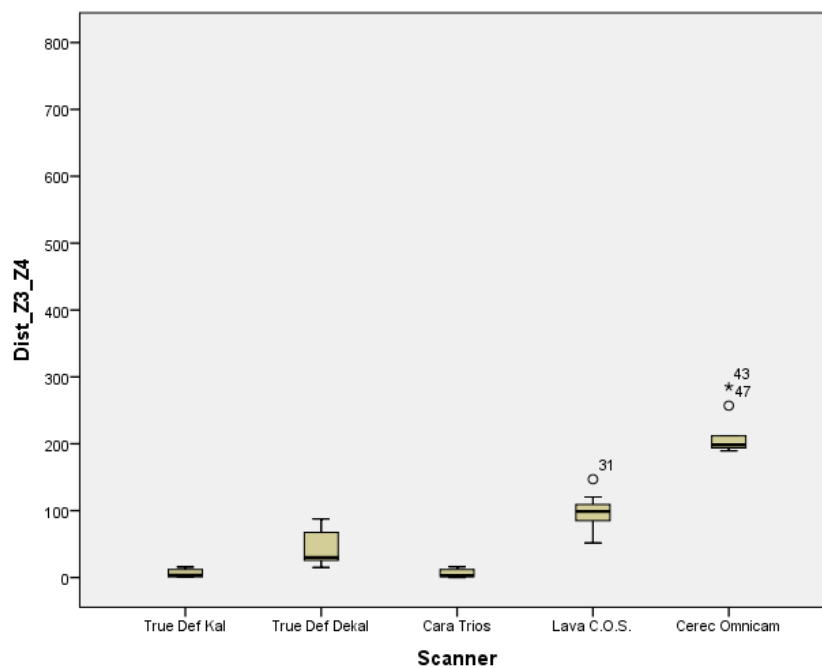


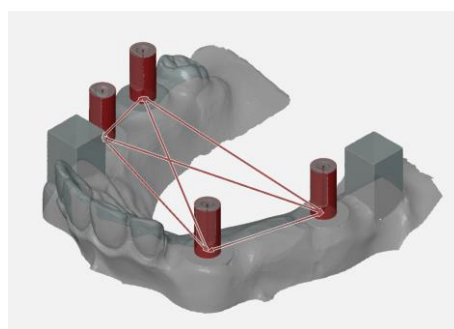
Abb. 34: Abweichungen zur Referenz - Strecke Z3_Z4

5.1.7 Abstände kumuliert

Abschließend wurde die jeweilige Summe aller Streckenabweichungen der verschiedenen Scanner berechnet und untereinander verglichen. In der Summe der Abstandsmessungen unterschieden sich jeweils der True Definition Scanner (kalibriert) und der Cara Trios Scanner, sowie der True Definition Scanner (dekalibriert) im Vergleich mit Cara Trios und Lava C.O.S., sowie die CEREC Omnicam und der Lava C.O.S. nicht signifikant voneinander. Die übrigen Scanner unterschieden sich signifikant voneinander. Die geringste Abweichung von der Referenz wies auch in der Summe der Messungen der True Definition Scanner (kalibriert) auf, gefolgt vom Cara Trios, True Definition Scanner (dekalibriert), Lava C.O.S. und schließlich der CEREC Omnicam.

Tab. 15: Abweichungen zur Referenz: Strecken kumuliert

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	272,78	293,65	± 121,73
True Def Dekal	915,83	811,50	± 349,28
Cara Trios	481,24	483,45	± 284,01
Lava C.O.S.	1566,19	1578,75	± 481,48
CEREC Omnicam	2326,64	2473,75	± 732,57



Tab. 16: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur: Strecken kumuliert

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p< 0,05	n.s	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	p< 0,05	-	n.s	n.s	p< 0,05
Cara Trios	n.s	n.s	-	p< 0,05	p< 0,05
Lava C.O.S.	p< 0,05	n.s	p< 0,05	-	n.s
CEREC Omnicam	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	n.s	-

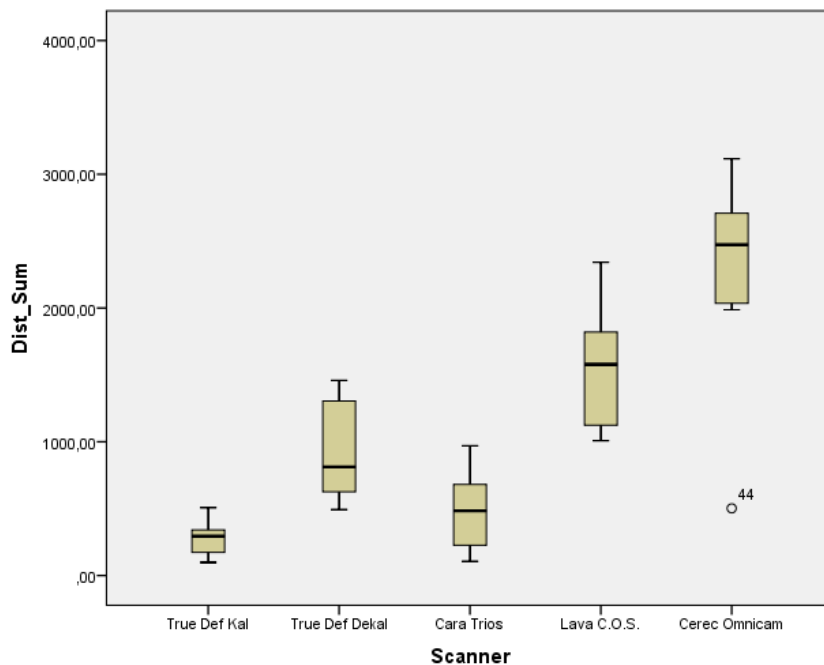


Abb. 35: Abweichungen zur Referenz – Strecken kumuliert

5.2 Winkel

Es wurden jeweils die Neigungs- und die Rotationsabweichung der Scan-Abutments in Bezug auf die Referenzebene E1 gemessen. Es ergaben in der Summe der Mediane der Abweichungen sowohl signifikante als auch nicht signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Scannern

5.2.1 Neigungsabweichung kumuliert

Bei der Messung der Neigungsänderung der Scan-Abutments ergaben sich beim Vergleich der Wertesummen nur zwischen dem True Definition Scanner (kalibriert) und dem Cara Trios Scanner signifikante Unterschiede. Alle anderen Scanner unterschieden sich in Bezug auf die Neigungsänderung nicht signifikant voneinander. Die geringste Neigungsänderung, gemessen über alle Scan-Abutments, konnte beim True Definition Scanner (kalibriert) nachgewiesen werden, gefolgt vom True Definition Scanner (dekalibriert), Lava C.O.S., Cara Trios und CEREC Omnicam. Bemerkenswert ist hierbei jedoch, dass die CEREC Omnicam im Vergleich mit den anderen Scannern nur marginal schlechtere Werte in Bezug auf die Richtigkeit der Winkelmessung aufweist. Vergleicht man die Mittelwerte der Messungen

wäre die Omnicam in dieser Kategorie sogar besser gewesen als der Cara Trios Scanner. Ebenfalls ist bemerkenswert, dass der Cara Trios in dieser Kategorie signifikant größere Abweichungen im Vergleich mit den übrigen Scannern aufweist, als dies bei der Messung der Distanzen der Fall war. In Bezug auf die Standardabweichungen weisen der True Definition Scanner (kalibriert) und (dekalibriert) die geringsten Abweichungen auf, während bei der Omnicam die höchste Abweichung gemessen werden konnte. Auffällig ist ebenfalls die relativ hohe Standardabweichung beim Cara Trios System. Sie ist ca. doppelt so hoch wie beim Lava C.O.S. bei nahezu identischer Richtigkeit. Interessant ist des Weiteren, dass sich die Scanner alle nicht signifikant unterscheiden, bis auf den True Definition Scanner (kalibriert), der sich in diesem Fall ausschließlich vom Cara Trios Scanner signifikant unterscheidet. Dies ist insofern bemerkenswert, da sich bei der Messung der Distanzen Cara Trios und True Definition Scanner (kalibriert) in der Summe nicht signifikant unterscheiden und insbesondere im Quadranten teilweise sehr ähnlich Messwerte aufweisen.

Tab. 17: Abweichungen zur Referenz: Neigungswinkel kumuliert

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	0,60	0,52	± 0,27
True Def Dekal	0,77	0,67	± 0,28
Lava C.O.S.	0,94	0,73	± 0,46
Cara Trios	1,84	1,72	± 0,83
CEREC Omnicam	1,83	1,84	± 1,27

Tab. 18: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur: Neigung kumuliert

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	n.s.	p< 0,05	n.s.	n.s.
True Def Dekal	n.s.	-	n.s.	n.s.	n.s.
Cara Trios	p< 0,05	n.s.	-	n.s.	n.s.
Lava C.O.S.	n.s.	n.s.	n.s.	-	n.s.
CEREC Omnicam	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	-

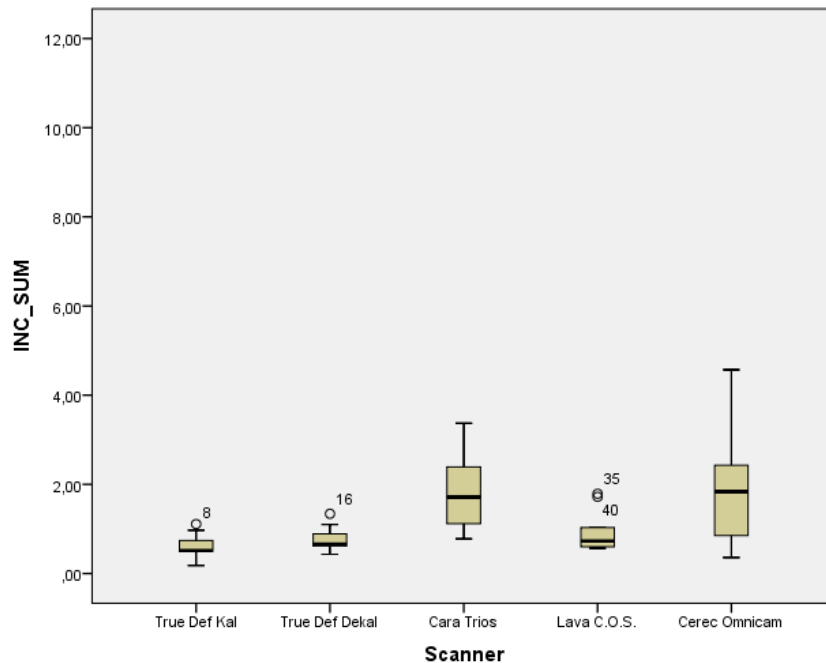


Abb. 36: Abweichungen zur Referenz – Neigungswinkel kumuliert

5.2.2 Rotationsabweichung kumuliert

Bei der Messung der kumulierten Mediane der Rotationsabweichungen der Scan-Abutments zur Referenz unterschied sich der True Definition Scanner (kalibriert) signifikant von allen anderen Scansystemen. Darüber hinaus unterschieden sich zusätzlich auch die CEREC Omnicam, Lava C.O.S. und True Definition Scanner (dekalibriert) signifikant voneinander. Die übrigen Scanner unterschieden sich nicht signifikant untereinander. Die geringste Abweichung zur Referenz konnte auch bei der Rotationsabweichung beim True Definition Scanner (kalibriert) gemessen werden, gefolgt von Lava C.O.S., True Definition Scanner (dekalibriert), Cara Trios und CEREC Omnicam. Bei der CEREC Omnicam wurden die deutlich höchsten Werte gemessen. Diese waren in Bezug auf die Rotation, anders als bei der Neigungsabweichung, beinahe doppelt so hoch wie beim Cara Trios System. Allerdings wurden beim Cara Trios analog zur Neigungsänderung auch bei der Rotationsabweichung wiederum die zweithöchsten Abweichungen gemessen.

Tab. 19: Abweichungen zur Referenz: Rotationwinkel kumuliert

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	0,36	0,36	± 0,10
True Def Dekal	0,99	1,06	± 0,33
Cara Trios	1,66	1,38	± 0,97
Lava C.O.S.	0,81	0,72	± 0,27
CEREC Omnicam	3,30	2,33	± 2,99

Tab. 20: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur: Rotation kumuliert

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	p< 0,05	-	n.s.	n.s.	p< 0,05
Cara Trios	p< 0,05	n.s.	-	n.s.	n.s.
Lava C.O.S.	p< 0,05	n.s.	n.s.	-	p< 0,05
CEREC Omnicam	p< 0,05	p< 0,05	n.s.	p< 0,05	-

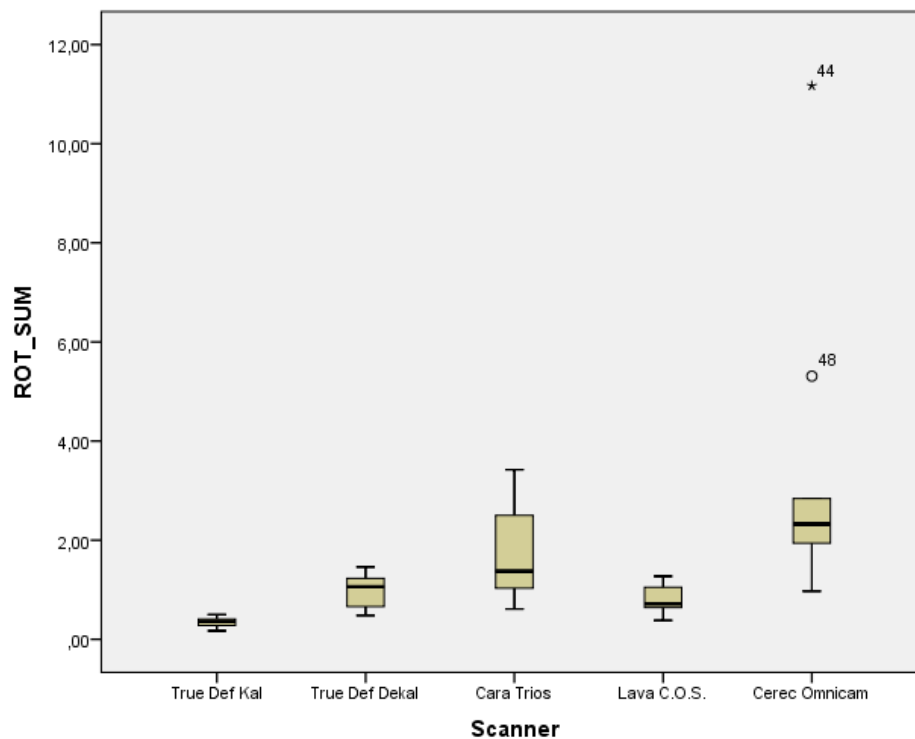


Abb. 37: Abweichungen zur Referenz – Rotationswinkel kumuliert

5.3 Koordinaten ganzer Kiefer

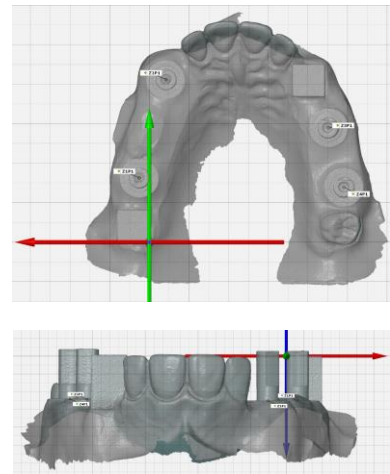
Die dreidimensionale Verschiebung der Implantatpositionen wurde anhand der Abweichung der konstruierten Implantatmittelpunkte zum jeweiligen, korrespondierenden Implantatmittelpunkt der Referenzmessung (Koordinatenmessmaschine) ermittelt. Es wurde dabei jeweils die Abweichung der Punkte voneinander auf den drei Achsen des Raumes in x-, y-, und z-Richtung bestimmt. Die statistische Auswertung erfolgte anhand der Beträge der jeweiligen Abweichungen der Koordinaten. Hierbei wurden alle Scanner untereinander verglichen. Analog zur Distanzmessung kam der Mediantest mit anschließenden paarweisen Vergleichen und Bonferroni-Holm-Korrektur zur Anwendung. Der Übersichtlichkeit halber sollen im Folgenden die jeweiligen Abweichungen jeweils nach x-, y- und z-Richtung getrennt beschrieben werden. Generell lässt sich feststellen, dass die jeweiligen Abweichungen mit größerem Abstand zum Ursprung des Koordinatensystems steigen.

5.3.1 Abweichungen in x-Richtung kumuliert - ganzer Kiefer (Beträge)

In der Summe der Abweichungen der Implantatmittelpunkte in Bezug auf die Referenz in x-Richtung unterschieden sich der True Definition Scanner (kalibriert) und die CEREC Omnicam signifikant zueinander und zu allen übrigen getesteten Systemen. Die übrigen Scanner wiesen zwar zum True Definition Scanner (kalibriert) und der CEREC Omnicam signifikante Unterschiede auf, unterschieden sich aber untereinander nicht signifikant. Der True Definition Scanner (kalibriert) wies die geringste Abweichung zur Referenz und die geringste Standardabweichung auf. Das Messergebnis war damit sowohl in Bezug auf die Richtigkeit als auch auf die Präzision am genauesten. In absteigender Reihenfolge folgen sowohl in Bezug auf die Abweichung zur Referenz als auch die Standardabweichung der True Definition Scanner (dekalibriert), Cara Trios, Lava C.O.S. und die CEREC Omnicam. Bemerkenswert ist, dass die CEREC Omnicam im Vergleich zum Lava C.O.S. in x-Richtung trotz fast dreimal höherer Abweichung zur Referenz eine nahezu identische Standardabweichung aufweist.

Tab. 21: Abweichungen zur Referenz: x-Koordinaten kumuliert (Beträge)

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	177,83	177,85	± 63,32
True Def Dekal	389,41	386,00	± 146,07
Cara Trios	496,75	463,55	± 184,23
Lava C.O.S.	641,11	652,70	± 559,83
CEREC Omnicam	1542,53	1523,25	± 559,83



Tab. 22: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur: x kumuliert (Beträge)

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	p< 0,05	-	n.s.	n.s.	p< 0,05
Cara Trios	p< 0,05	n.s.	-	n.s.	p< 0,05
Lava C.O.S.	p< 0,05	n.s.	n.s.	-	p< 0,05
CEREC Omnicam	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	-

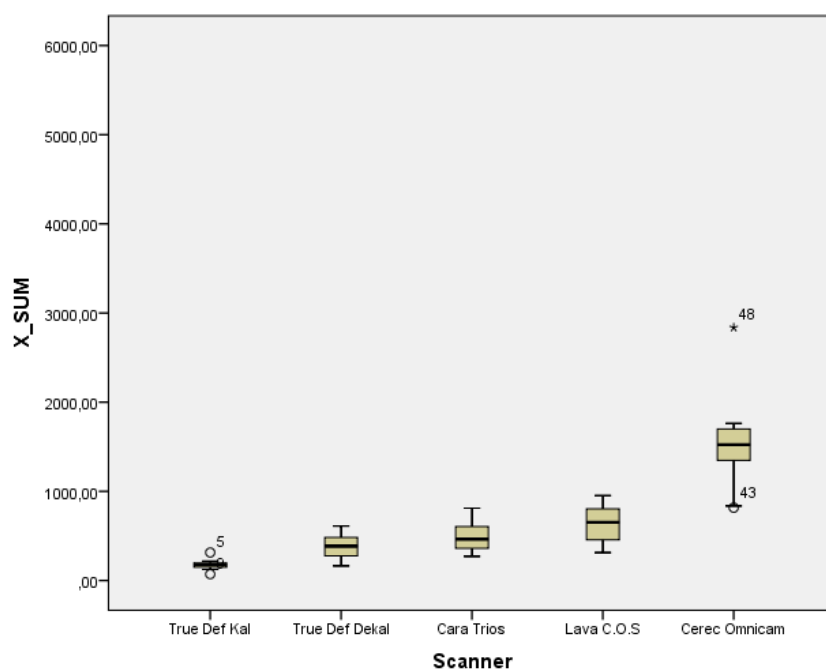


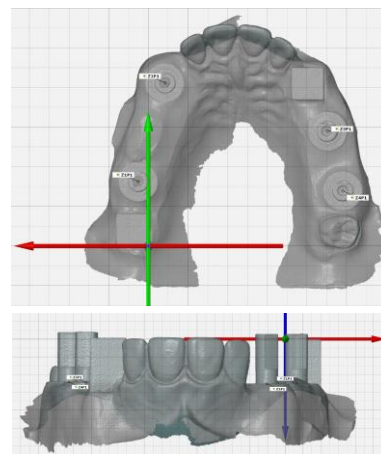
Abb. 38: Abweichungen zur Referenz – x-Koordinaten kumuliert (Beträge)

5.3.2 Abweichungen in y-Richtung kumuliert - ganzer Kiefer (Beträge)

In der Summe der Abweichungen der Implantatmittelpunkte in Bezug auf die Referenz in y-Richtung unterschieden sich alle Scanner signifikant untereinander, bis auf die Scanner Lava C.O.S. und CEREC Omnicam, die sich untereinander nicht signifikant, aber zu allen anderen Geräten signifikant unterschieden. Der True Definition Scanner (kalibriert) wies analog zur Messung in x-Richtung die geringste Abweichung auf, gefolgt von True Definition Scanner (dekalibriert), Cara Trios, Lava C.O.S. und CEREC Omnicam mit der höchsten gemessenen Abweichung. In Bezug auf die Standardabweichungen wies der True Definition Scanner (kalibriert) ebenfalls analog zur Messung in x-Richtung die geringste Standardabweichung auf. In y-Richtung wies jedoch der Cara Trios Scanner neben einer höheren Abweichung zur Referenz insbesondere eine wesentlich höhere Standardabweichung auf, die ca. dreimal höher war als in x-Richtung. Umgekehrt verhielt es sich beim Lava C.O.S., der in y-Richtung, trotz einer wesentlich höheren Abweichung zur Referenz, eine fast dreimal niedrigere Standardabweichung aufwies als in x-Richtung. Die CEREC Omnicam wies dahingegen in y-Richtung sowohl eine höhere Abweichung zur Referenz als auch eine höhere Standardabweichung auf als in x-Richtung.

Tab. 23: Abweichungen zur Referenz: y-Koordinaten kumuliert (Beträge)

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	108,35	101,10	± 83,80
True Def Dekal	326,75	258,80	± 157,95
Cara Trios	957,51	983,50	± 609,87
Lava C.O.S.	1070,54	1088,20	± 238,57
CEREC Omnicam	1761,69	1476,45	± 822,07



Tab. 24: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur: y kumuliert (Beträge)

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	p< 0,05	-	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05
Cara Trios	p< 0,05	p< 0,05	-	n.s.	p< 0,05
Lava C.O.S.	p< 0,05	p< 0,05	n.s.	-	n.s.
CEREC Omnicam	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	n.s.	-

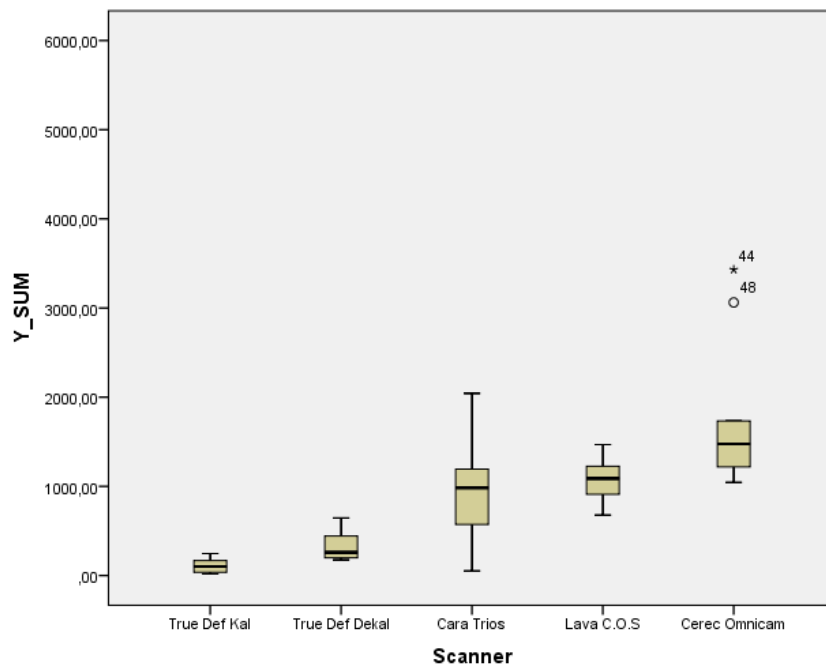


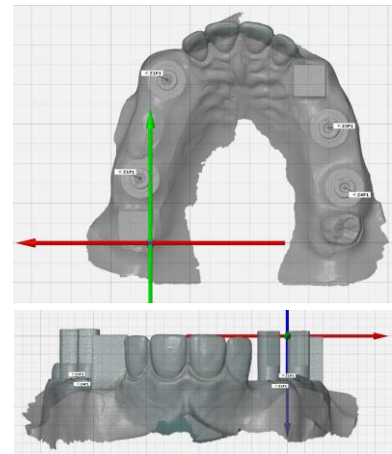
Abb. 39: Abweichungen zur Referenz – y-Koordinaten kumuliert (Beträge)

5.3.3 Abweichungen in Z-Richtung kumuliert - ganzer Kiefer (Beträge)

In z-Richtung unterschied sich ausschließlich der True Definition Scanner (dekalibriert) signifikant von allen anderen Geräten. Die übrigen Scanner unterschieden sich nur vom True Definition Scanner (dekalibriert) signifikant und wiesen untereinander keine signifikanten Unterschiede auf. In Bezug auf die Abweichung zur Referenz und damit der Richtigkeit des Scans wies in diesem Fall, anders als in den Messungen zuvor, der True Definition Scanner (dekalibriert) den geringsten und damit genauesten Wert auf. Der Messwert des True Definition Scanner (kalibriert) lag im Vergleich fast dreimal höher und war damit nahezu identisch mit der Abweichung des Cara Trios Scanners. Lava C.O.S. und insbesondere CEREC Omnicam wiesen zwar beide höhere Abweichungen zur Referenz auf als die übrigen Scanner, allerdings unterschieden sie sich nach statistischer Auswertung nur zum True Definition Scanner (dekalibriert) signifikant. In Bezug auf die Standardabweichungen und damit in Bezug auf die Präzision der Scanner fällt auf, dass alle Scanner im Vergleich relativ nahe beieinander liegen, während die Standardabweichung der CEREC Omnicam teilweise bis zu 14-mal höher liegt. Allerdings muss dabei berücksichtigt werden, dass die CEREC Omnicam insbesondere zwei Extremwerte aufweist, die zu diesem Ergebnis beitragen.

Tab. 25: Abweichungen zur Referenz: z-Koordinaten kumuliert (Beträge)

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Dekal	241,82	245,15	± 136,42
True Def Kal	656,25	650,00	± 118,57
Cara Trios	647,89	664,40	± 169,00
Lava C.O.S.	868,82	806,50	± 221,40
CEREC Omnicam	1629,83	932,40	± 1742,03



Tab. 26: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur: z kumuliert (Beträge)

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p< 0,05	n.s.	n.s.	n.s.
True Def Dekal	p< 0,05	-	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05
Cara Trios	n.s.	p< 0,05	-	n.s.	n.s.
Lava C.O.S.	n.s.	p< 0,05	n.s.	-	n.s.
CEREC Omnicam	n.s.	p< 0,05	n.s.	n.s.	-

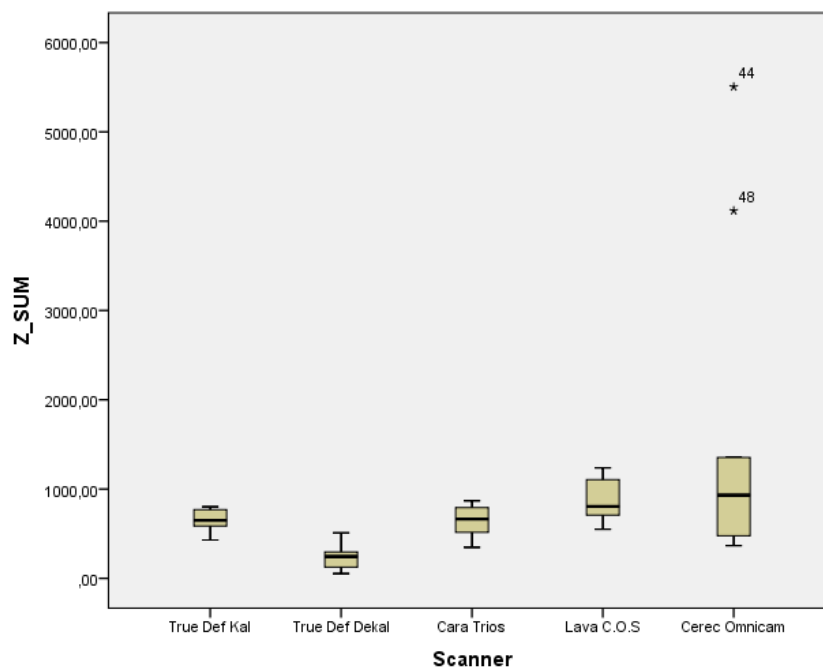


Abb. 40: Abweichungen zur Referenz – z-Koordinaten kumuliert (Beträge)

5.4 Koordinaten nach Quadranten

Sämtliche der getesteten intraoralen Scansysteme wiesen maßgebliche Unterschiede im Vergleich der Quadranten auf, weshalb im Folgenden die Abweichungen in x-, y- und z-Richtung noch einmal gesondert in Bezug auf die beiden einzelnen Quadranten beschrieben werden.

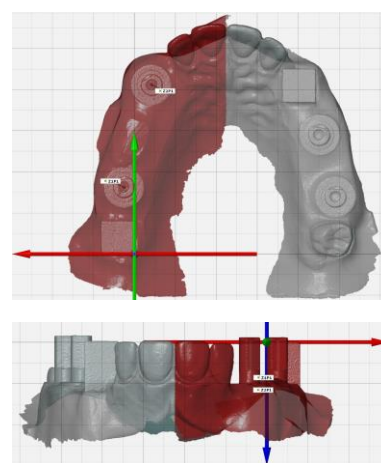
5.4.1 Abweichungen in x-Richtung – Quadrant I vs. II (Beträge)

Im ersten Quadranten unterschieden sich die Scanner untereinander in Bezug auf die x-Richtung signifikant untereinander. Einzig die Scanner Cara Trios und Lava C.O.S. unterschieden sich untereinander nicht signifikant, aber zu allen anderen Scannern signifikant.

Im zweiten Quadranten unterschied sich der True Definition Scanner (kalibriert) signifikant von allen anderen Scannern. Darüber hinaus unterschied sich die CEREC Omnicam signifikant von Lava C.O.S. und Cara Trios. Alle anderen Scanner unterschieden sich nicht signifikant voneinander. In Bezug auf die Abweichung zur Referenz erzielte der True Definition Scanner „kalibriert“ in beiden Quadranten die niedrigste Abweichung und die CEREC Omnicam die höchste Abweichung. Insgesamt fällt jedoch bei allen Scannern auf, dass die Abweichungen im zweiten Quadranten signifikant höher ausfallen als im ersten Quadranten.

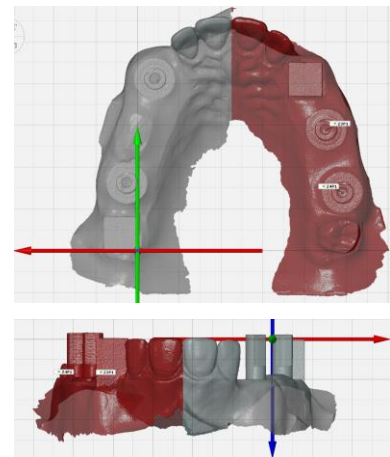
Tab. 27: Abweichungen zur Referenz: x-Koordinaten kumuliert – Quadrant I (Beträge)

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	30,67	24,70	± 14,92
True Def Dekal	50,13	48,20	± 15,73
Cara Trios	148,63	100,65	± 105,49
Lava C.O.S.	102,34	102,55	± 51,67
CEREC Omnicam	472,47	319,20	± 356,03



Tab. 28: Abweichungen zur Referenz: x-Koordinaten kumuliert – Quadrant II (Beträge)

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	147,16	143,00	± 66,30
True Def Dekal	339,28	334,35	± 135,12
Cara Trios	348,12	312,50	± 168,83
Lava C.O.S.	538,77	523,25	± 216,32
CEREC Omnicam	1070,06	1131,10	± 372,62



Tab. 29: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – Quadrant I

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	p< 0,05	-	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05
Cara Trios	p< 0,05	p< 0,05	-	n.s.	p< 0,05
Lava C.O.S.	p< 0,05	p< 0,05	n.s.	-	p< 0,05
CEREC Omnicam	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	-

Tab. 30: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – x Quadrant II

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	p< 0,05	-	n.s.	n.s.	p< 0,05
Cara Trios	p< 0,05	n.s.	-	n.s.	p< 0,05
Lava C.O.S.	p< 0,05	n.s.	n.s.	-	n.s.
CEREC Omnicam	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	n.s.	-

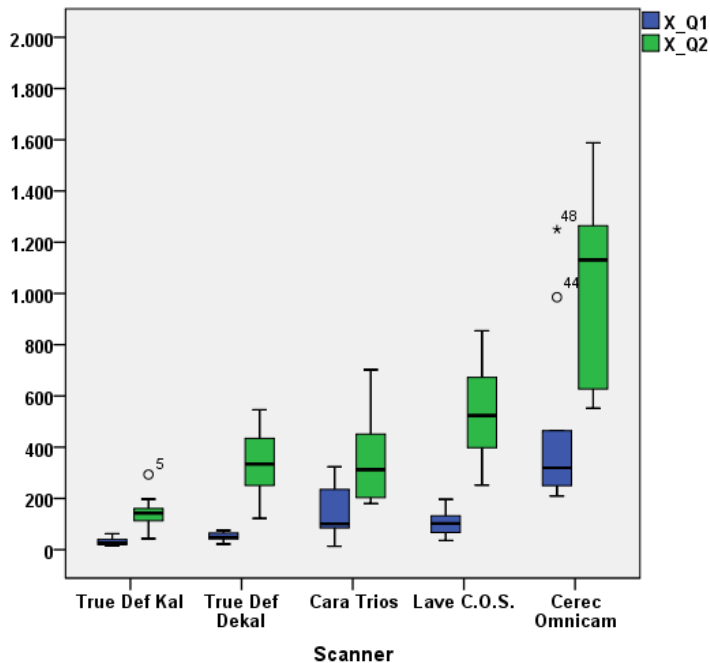


Abb. 41: Abweichungen zur Referenz – x-Koordinaten kumuliert Quadranten (Beträge)

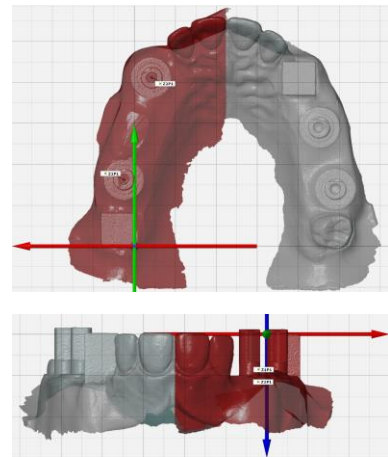
5.4.2 Abweichungen in y-Richtung – Quadrant I vs. II (Beträge)

Im ersten Quadranten unterschieden sich die Scanner untereinander in Bezug auf die y-Richtung weitestgehend signifikant untereinander. Einzig die Scanner Cara Trios und True Definition Scanner (kalibriert) unterschieden sich untereinander nicht signifikant, aber zu allen anderen Scannern signifikant.

Im zweiten Quadranten unterschied sich der True Definition Scanner (kalibriert) signifikant von allen anderen Scannern bis auf den True Definition Scanner (dekalibriert). Darüber hinaus unterschied sich der True Definition Scanner (dekalibriert) zusätzlich signifikant vom Lava C.O.S. und der CEREC Omnicam. Alle anderen Scanner unterschieden sich untereinander nicht signifikant. In Bezug auf die Abweichung zur Referenz erzielte der True Definition Scanner (kalibriert) in beiden Quadranten die niedrigste Abweichung und geringste Standardabweichung. Nach Mittelwerten würde die CEREC Omnicam in beiden Quadranten in Bezug auf die y-Richtung die höchsten Messwerte aufweisen. Wird jedoch nach Medianen geurteilt, so ergibt sich eine größere Abweichung für den Cara Trios, sodass in diesem Fall der Cara Trios die höchste Abweichung zur Referenz aufweist. Allerdings zeigt die CEREC Omnicam auch in dieser Messung die höchste Standardabweichung.

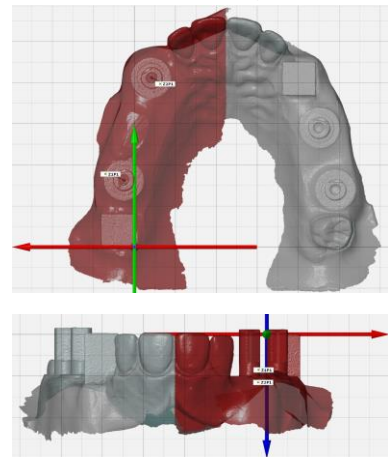
Tab. 31: Abweichungen zur Referenz: y-Koordinaten kumuliert – Quadrant I (Beträge)

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	19,51	16,35	± 13,65
True Def Dekal	209,08	181,85	± 73,00
Cara Trios	49,40	34,65	± 42,93
Lava C.O.S.	433,59	425,95	± 86,31
CEREC Omnicam	620,16	666,65	± 132,56



Tab. 32: Abweichungen zur Referenz: y-Koordinaten kumuliert – Quadrant II (Beträge)

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	88,84	79,05	± 73,49
True Def Dekal	117,67	84,70	± 104,45
Cara Trios	908,11	905,75	± 601,56
Lava C.O.S.	636,95	631,05	± 179,03
CEREC Omnicam	1141,53	805,95	± 928,11

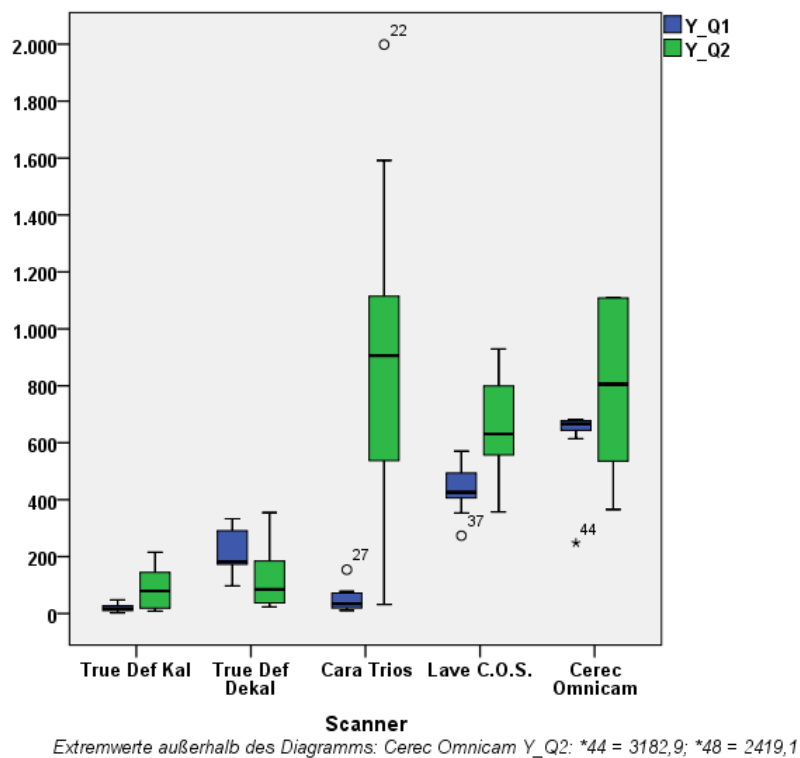


Tab. 33: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – Quadrant I

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p< 0,05	n.s.	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	p< 0,05	-	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05
Cara Trios	n.s.	p< 0,05	-	p< 0,05	p< 0,05
Lava C.O.S.	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	-	p< 0,05
CEREC Omnicam	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	-

Tab. 34: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – Quadrant II

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omni-cam
True Def Kal	-	n.s.	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	n.s.	-	n.s.	p< 0,05	p< 0,05
Cara Trios	p< 0,05	n.s.	-	n.s.	n.s.
Lava C.O.S.	p< 0,05	p< 0,05	n.s.	-	n.s.
CEREC Omni-cam	p< 0,05	p< 0,05	n.s.	n.s.	-

**Abb. 42: Abweichungen zur Referenz – y-Koordinaten kumuliert Quadranten (Beträge)**

5.4.3 Abweichungen in z-Richtung – Quadrant I vs. II (Beträge)

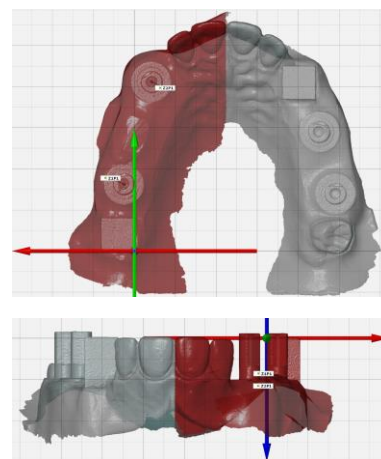
Im ersten Quadranten unterschieden sich Cara Trios, Lava C.O.S. und CEREC Omnicam in Bezug auf die z-Richtung signifikant untereinander. True Definition Scanner (kalibriert) und (dekalibriert) unterschieden sich hingegen nicht signifikant voneinander.

Im zweiten Quadranten unterschieden sich nur True Definition Scanner (kalibriert) und (dekalibriert), sowie True Definition Scanner (kalibriert) und Cara Trios signifikant voneinander. Alle übrigen Scanner wiesen keine signifikanten Unterschiede untereinander auf. In Bezug auf die Abweichung zur Referenz erzielte der True Definition Scanner

(kalibriert) im ersten Quadranten die niedrigste Abweichung, im zweiten Quadranten jedoch die zweithöchste Abweichung. Auch die Standardabweichung des True Definition Scanner (kalibriert) war in dieser Messung wesentlich höher als in den Messungen zuvor. Der Cara Trios erzielte in dieser Messung wesentlich bessere Werte in Bezug auf Abweichung zur Referenz und Standardabweichung als in den Messungen des zweiten Quadranten zuvor. Darüber hinaus war auffällig, dass alle Scanner relativ ähnliche Standardabweichungen aufwiesen, während die CEREC Omnicam die mit Abstand höchste Standardabweichung zeigte. Jedoch war die Abweichung zur Referenz bei der Omnicam nach Nivellierung der Extremwerte durch Beurteilung des Medians annähernd so hoch wie beim True Definition Scanner (kalibriert), der jedoch eine wesentlich geringere Standardabweichung aufweisen konnte.

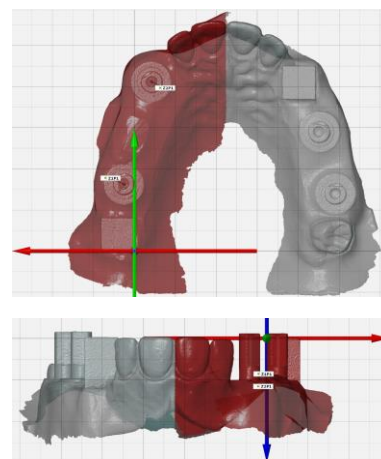
Tab. 35: Abweichungen zur Referenz: z-Koordinaten kumuliert – Quadrant I (Beträge)

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	77,84	74,30	± 14,70
True Def Dekal	87,95	96,65	± 51,02
Cara Trios	371,95	387,70	±147,69
Lava C.O.S.	523,26	540,60	± 100,46
CEREC Omnicam	448,82	403,75	± 206,91



Tab. 36: Abweichungen zur Referenz: z-Koordinaten kumuliert – Quadrant II (Beträge)

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	578,41	567,65	± 118,92
True Def Dekal	153,87	108,25	± 135,95
Cara Trios	275,94	231,75	± 151,76
Lava C.O.S.	345,56	263,50	± 193,52
CEREC Omnicam	1181,01	579,95	± 1558,68

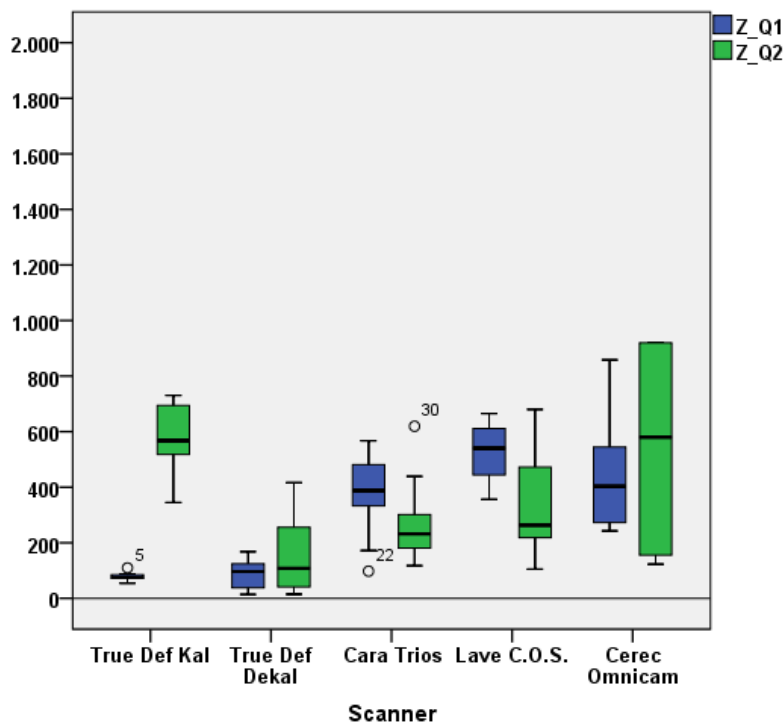


Tab. 37: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – Quadrant I

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omni-cam
True Def Kal	-	n.s.	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	n.s.	-	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05
Cara Trios	p< 0,05	p< 0,05	-	n.s.	n.s.
Lava C.O.S.	p< 0,05	p< 0,05	n.s.	-	n.s.
CEREC Omni-cam	p< 0,05	p< 0,05	n.s.	n.s.	-

Tab. 38: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – Quadrant II

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omni-cam
True Def Kal	-	p< 0,05	p< 0,05	n.s.	n.s.
True Def Dekal	p< 0,05	-	n.s.	n.s.	n.s.
Cara Trios	p< 0,05	n.s.	-	n.s.	n.s.
Lava C.O.S.	n.s.	n.s.	n.s.	-	n.s.
CEREC Omni-cam	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	-



Extremwerte außerhalb des Diagramms: Omnicam Z_Q2: *44 = 4467; *48 = 3258

Abb. 43: Abweichungen zur Referenz – z-Koordinaten kumuliert Quadranten (Beträge)

5.5 Koordinaten nach Quadranten – räumliche Verzerrung

Die Darstellung der räumlichen Verschiebung von Punkten nach Beträgen lässt eine Einordnung und Klassifizierung der einzelnen Abweichungen in Form einer Rangfolge zu. Jedoch ist die Darstellung nach Beträgen für das Verständnis der räumlichen Verschiebung einzelner Punkte nicht ausreichend. Dafür ist es erforderlich, auch eventuelle Richtungswechsel an einer Achse in den positiven oder negativen Bereich zu betrachten. Das heißt, es müssen auch die absoluten Werte mit jeweiligen Vorzeichen ausgewertet werden. Das soll im Folgenden dargestellt werden.

5.5.1 Abweichungen in x-Richtung – Quadrant I vs. II (absolute Werte)

Da in der vorausgegangenen Darstellung bereits die statistischen Unterschiede und entsprechenden Abweichungen zur Referenz als Beträge dargestellt wurden, soll hier der Übersichtlichkeit halber nur eine grafische Darstellung der jeweiligen positiven oder negativen Richtung der Punktverschiebungen erfolgen.

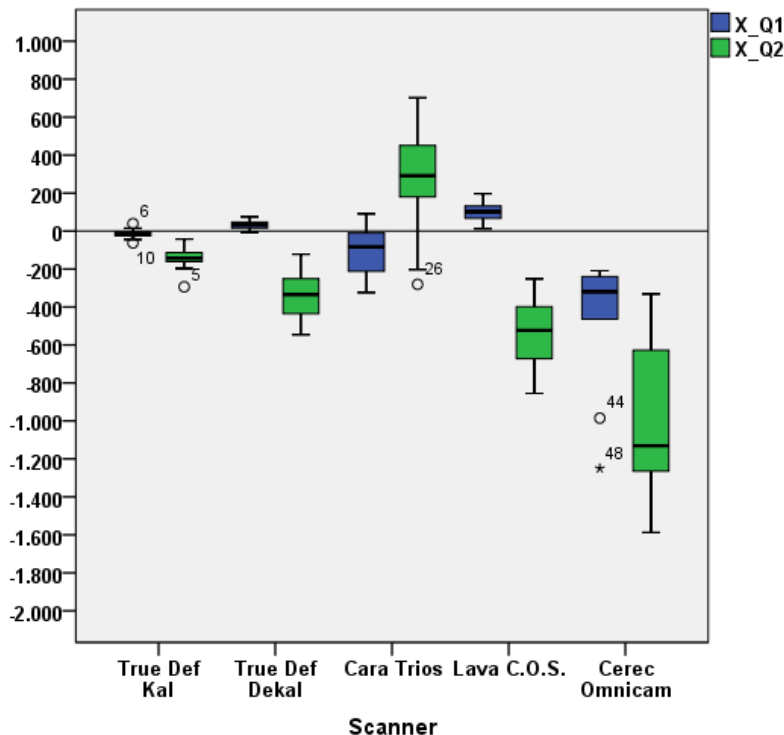


Abb. 44: Abweichungen zur Referenz – x-Koordinaten kumuliert Quadranten (absolute Werte)

Die jeweiligen Abweichungen in positiver oder negativer x-Richtung der Scanner unterscheiden sich untereinander und teilweise sogar innerhalb eines Scanners für sich. Der True Definition Scanner (kalibriert) und die CEREC Omnicam weichen in x-Richtung nur in negativer Richtung ab, das heißt also es verschieben alle gemessenen Punkte in Richtung der x-Achse im ersten Quadranten nach innen und im zweiten Quadranten nach außen. Da in beiden Fällen die Abweichungen im zweiten Quadranten größer sind, wird das Modell also insgesamt gestreckt. Dadurch, dass die Abweichungen der Punkte allerdings immer in die gleiche Richtung stattfinden, wird die Streckung insgesamt vermindert. Der True Definition Scanner (kalibriert) weicht ebenfalls nur in negativer Richtung ab, weist dabei jedoch eine maßgeblich geringere Abweichung auf als die Omnicam. Im Vergleich wird also das Modell bei der Omnicam in x-Richtung weiter gestreckt als beim True Definition Scanner (kalibriert). Der True Definition Scanner (dekalibriert) weicht im ersten Quadranten marginal in positiver x-Richtung ab, wohingegen er im zweiten Quadranten deutlich in negativer x-Richtung abweicht. Die Punkte werden hier also im ersten Quadranten marginal nach außen und im zweiten Quadranten deutlich nach außen verschoben. Das Modell wird also wiederum gestreckt. Da in diesem Fall alle Punkte in ihren Quadranten jeweils nach außen, also nach bukkal verschoben werden, verstärkt sich der Effekt der Streckung. Analog zum True Definition Scanner (dekalibriert) findet die Verschiebung auch beim Lava C.O.S. statt, allerdings in größerem Umfang, sodass eine größere Streckung in x-Richtung resultiert. (Abb. 44 und 45) Der Cara Trios Scanner weist im ersten Quadranten eine negative Verschiebung und im zweiten Quadranten eine größere positive Verschiebung der Punkte in x-Richtung auf. Sowohl im ersten als auch im zweiten Quadranten werden die jeweiligen Punkte dadurch nach innen, also nach palatinal verschoben, das Modell wird also insgesamt gestaucht.

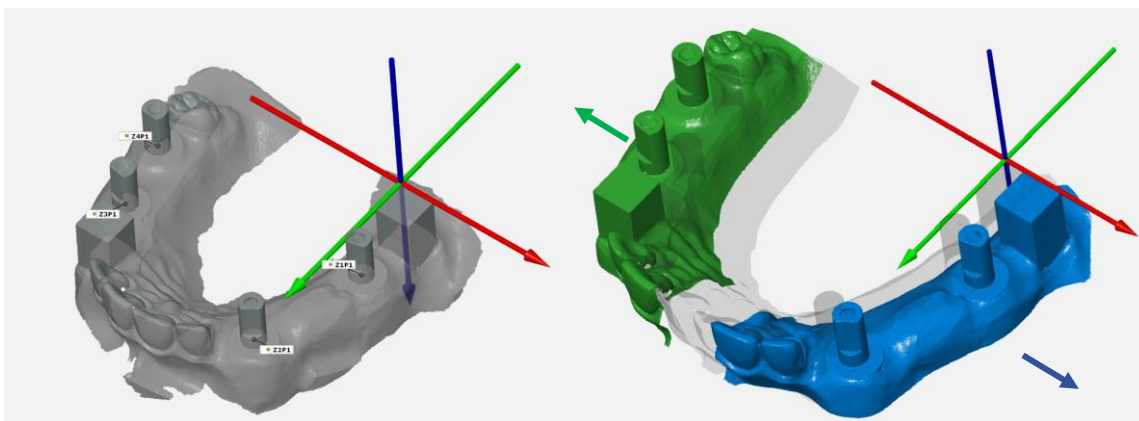


Abb. 45: Illustration der Richtung der Verzerrung des Modells in Richtung der x-Achse beim Lava C.O.S.: Quadrant I nach rechts (positive Richtung), Quadrant II nach links (negative Richtung); Koordinatensystem (x=Rot, y=Grün, z=Blau);

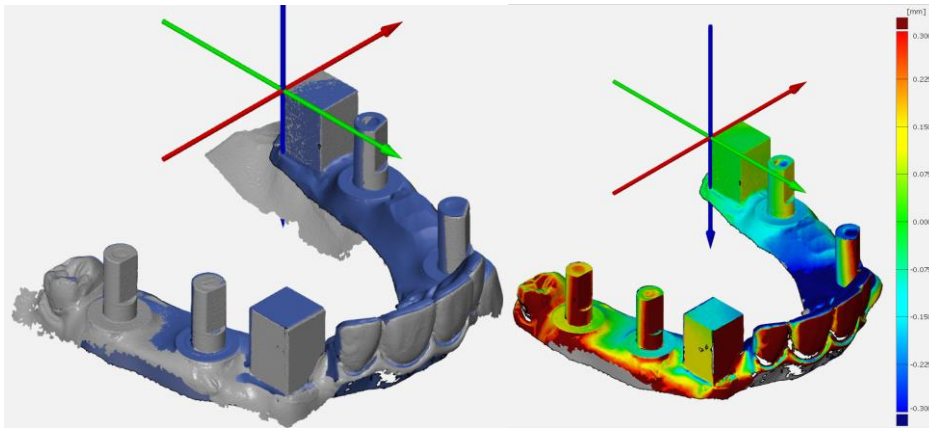


Abb. 46: Reale Position Lava C.O.S. Scan Nr. 2 - Bezug auf das Referenzkoordinatensystem mit Ursprung P0 in Quadrant I. (Grau=Studienscan, Blau=Referenz);
Farbplot: Rot = Studienmodell liegt vor Referenz, Blau = Studienmodell liegt hinter Referenz.

5.5.2 Abweichungen in y-Richtung – Quadrant I vs. II (absolute Werte)

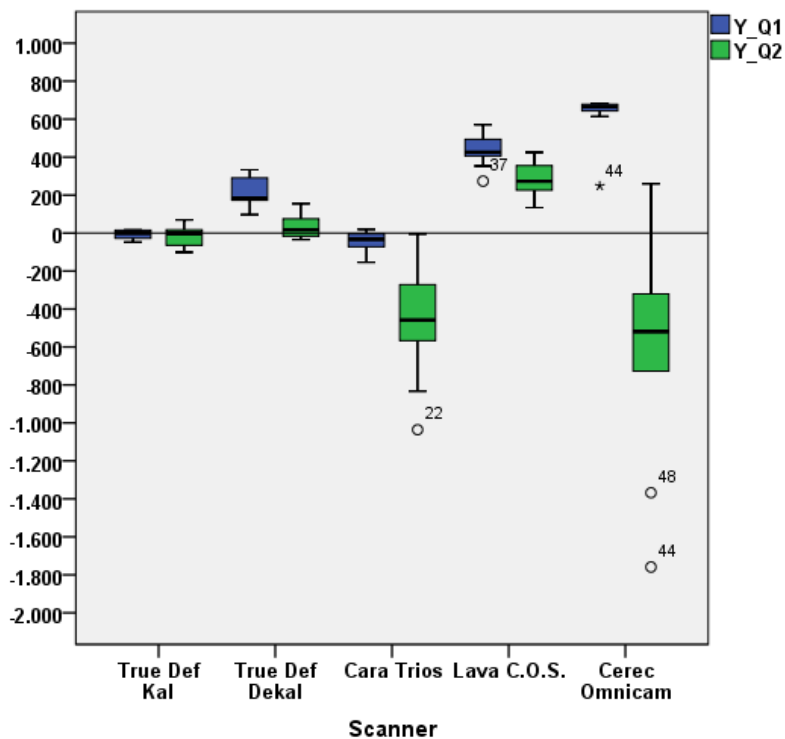


Abb. 47: Abweichungen zur Referenz – y-Koordinaten kumuliert Quadranten (absolute Werte)

In Bezug auf die Abweichungen in y-Richtung, weicht der True Definition Scanner (kalibriert) wiederum insgesamt geringfügig in negativer Richtung ab. Das Modell wird somit geringfügig nach hinten verschoben. Ähnlich stellt sich die Situation in diesem Fall auch beim Cara Trios dar. Die Abweichungen finden hier hauptsächlich in negativer Richtung statt. Allerdings sind die Abweichungen im zweiten Quadranten wesentlich größer als im ersten Quadranten, sodass eine maßgebliche Verzerrung in negativer y-Richtung resultiert, das heißt also, dass der zweite Quadrant nach hinten verschoben wird. Beim True Definition Scanner (dekalibriert) und dem Lava C.O.S. verhält es sich genau umgekehrt. Hier werden alle Punkte in y-Richtung ausschließlich um positive Werte verschoben. Dadurch werden beide Quadranten simultan nach vorne verschoben. In beiden Fällen ist jedoch die Verschiebung im ersten Quadranten größer als im zweiten Quadranten, sodass insgesamt eine Verzerrung des Modells in y-Richtung auftritt, welche jedoch teilweise durch die simultane Verschiebung kompensiert wird. Die CEREC Omnicam weicht im ersten Quadranten in positiver und im zweiten Quadranten in negativer y-Richtung ab. Die Abweichung ist in beiden Fällen nahezu in identischer Dimension, obwohl im zweiten Quadranten eine größere Streuung vorliegt. Durch die gegensätzliche Verschiebung in y-Richtung verstärkt sich der Verzerrungseffekt maßgeblich, da der erste Quadrant nach vorne und der zweite Quadrant nach hinten verschoben wird. (Abb. 47 und 48)

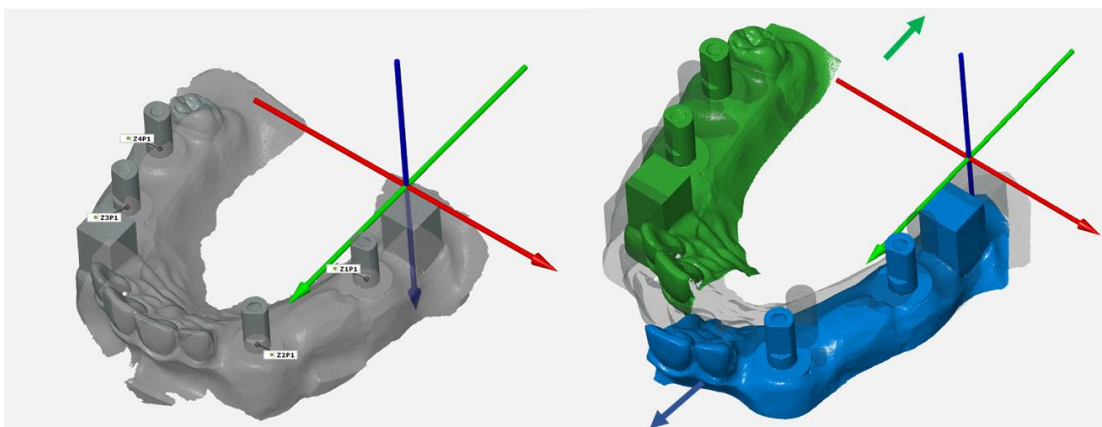


Abb. 48: Illustration der Richtung der Verzerrung des Modells in Richtung der y-Achse bei der CEREC Omnicam: Quadrant I nach vorn (positive Richtung), Quadrant II nach hinten (negative Richtung); Koordinatensystem (x=Rot, y=Grün, z=Blau);

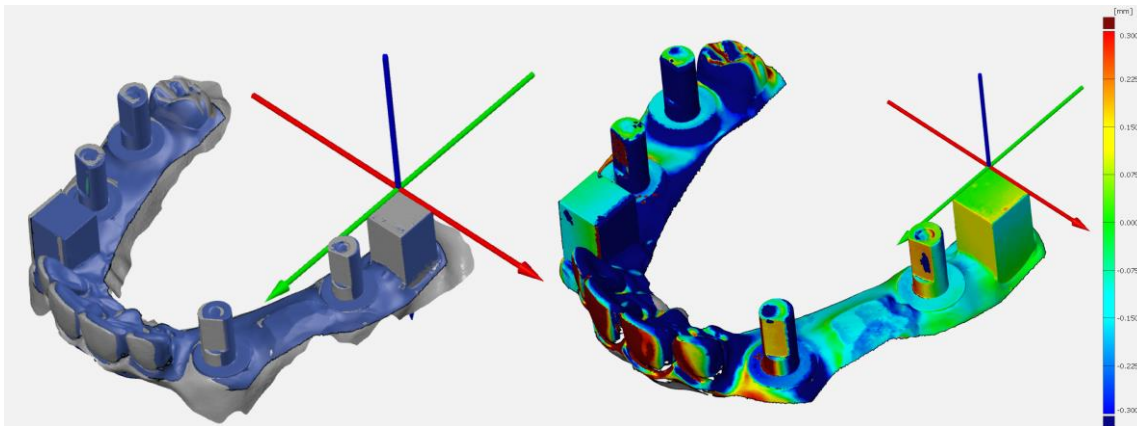
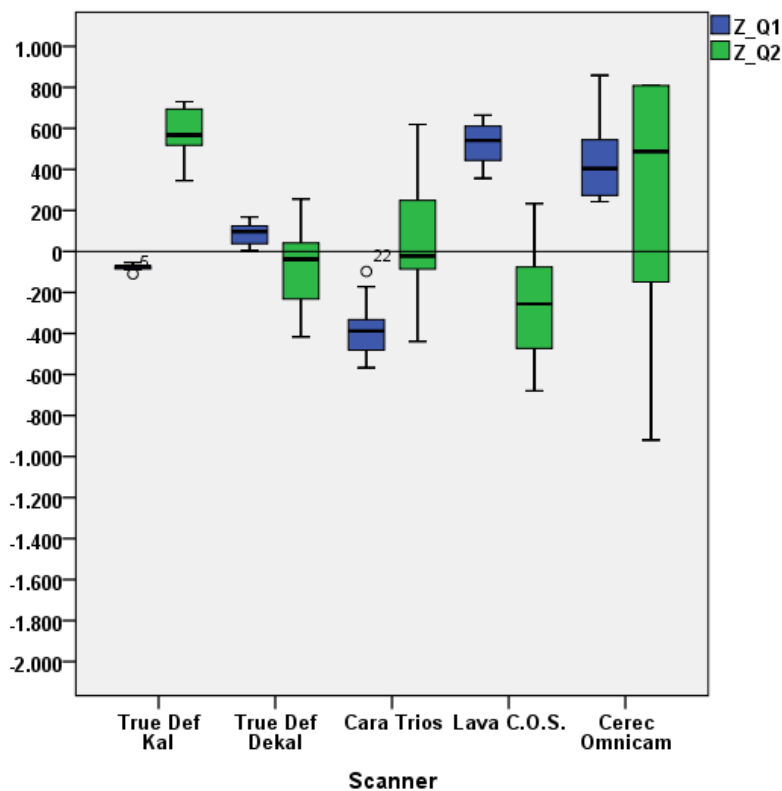


Abb. 49: Reale Position CEREC Omnicam Scan Nr. 7 - Bezug auf das Referenzkoordinatensystem mit Ursprung P0 in Quadrant I. (Grau=Studienscan, Blau=Referenz);
Farbplot: Rot = Studienmodell liegt vor Referenz, Blau = Studienmodell liegt hinter Referenz.

5.5.3 Abweichungen in z-Richtung – Quadrant I vs. II (absolute Werte)



Extremwerte außerhalb des Diagramms: Cerec Omnicam *44 = 4767,5; *48 = 3258,8

Abb. 50: Abweichungen zur Referenz – z-Koordinaten kumuliert Quadranten (absolute Werte)

Der True Definition Scanner (kalibriert) weicht in z-Richtung im ersten Quadranten marginal ins Negative ab, im zweiten Quadranten allerdings erheblich in positiver z-Richtung. Die

Abweichung in z-Richtung im zweiten Quadranten ist, wie im vorigen Kapitel bereits dargestellt, wesentlich größer als alle übrigen bisher beim True Definition Scanner (kalibriert) gemessenen Werte. Durch die wesentlich höhere Abweichung im zweiten Quadranten in positiver z-Richtung wird das Modell insgesamt über die Frontzahnebene tordiert, das heißt, der zweite Quadrant wird nach unten gekippt, bzw. die jeweiligen Punkte nach unten verschoben (Abb. 51, 52, 53). Die gegensätzliche Richtung der Verschiebung in beiden Quadranten verstärkt den Verzerrungseffekt grundsätzlich. Dadurch, dass die Verschiebung im ersten Quadranten jedoch sehr gering ist, hat dieser Verstärkungseffekt keinen allzu großen Einfluss auf die Verzerrung insgesamt. Ähnlich stellt sich die Situation beim Lava C.O.S. dar. Hier werden die jeweiligen Punkte innerhalb der Quadranten ebenfalls gegensätzlich verschoben. Hier allerdings im ersten Quadranten in positiver und im zweiten Quadranten in negativer Richtung. Da die jeweiligen Beträge der Achsenverschiebungen ähnlich hoch sind, findet eine maßgebliche Verstärkung des Verzerrungseffektes statt. Der True Definition Scanner (dekalibriert) verhält sich ähnlich zum Lava C.O.S., während die Abweichung des Cara Trios sich ähnlich zum True Definition Scanner (kalibriert) verhält. Die CEREC Omnicam weicht hingegen in beiden Quadranten hauptsächlich in positiver Richtung ab. Im zweiten Quadranten ist die Abweichung jedoch wesentlich größer als im ersten Quadranten, bei einer ebenfalls größeren Streuung. Die Verzerrung des Modells wird durch die gleichgerichtete Verschiebung der Punkte in beiden Quadranten teilweise kompensiert, jedoch findet durch die ungleiche Verteilung der Abweichungen in beiden Quadranten dennoch eine maßgebliche Verzerrung statt. Insgesamt fällt auf, dass die Abweichungen bei dieser Messung auch innerhalb einzelner Scanner sowohl in positiver als auch in negativer Richtung stattfinden. Dies trifft auf den True Definition Scanner (dekalibriert), den Cara Trios und die CEREC Omnicam zu.

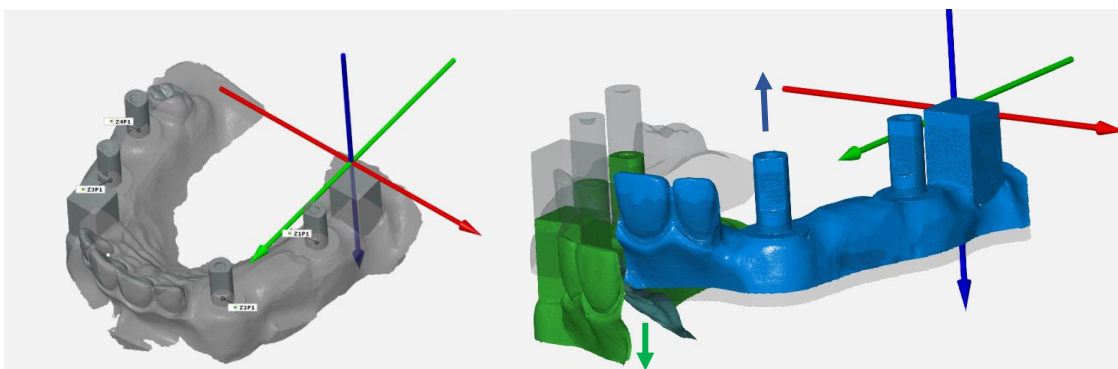


Abb. 51: Illustration der Richtung der Verzerrung des Modells in Richtung der z-Achse beim True Definition Scanner: Quadrant I nach oben (positive Richtung), Quadrant II nach unten (negative Richtung); Koordinatensystem (x=Rot, y=Grün, z=Blau)

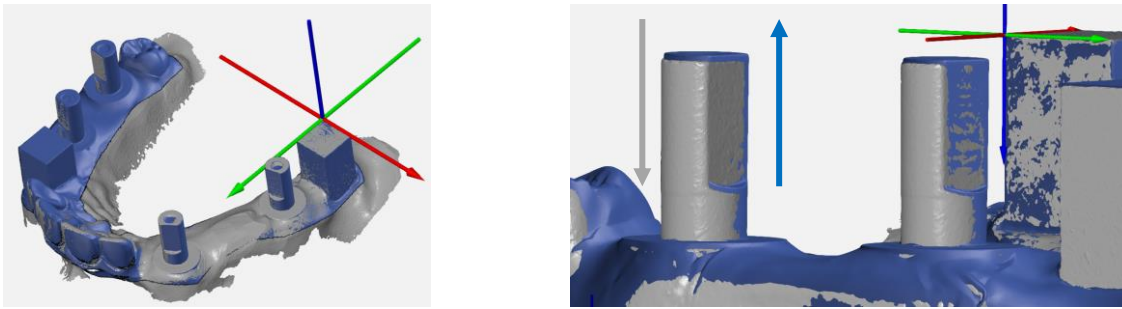


Abb. 52: Reale Position True Definition Scanner Scan Nr. 4 - Bezug auf das Referenzkoordinatensystem mit Ursprung P0 in Quadrant I. (Grau=Studienscan, Blau=Referenz)
Übersicht und Detailbild

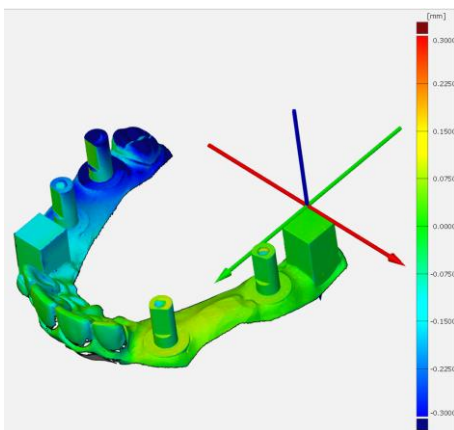


Abb. 53: Farbplot True Definition Scanner Scan Nr. 4: Rot = Studienmodell liegt vor Referenz, Blau = Studienmodell liegt hinter Referenz, Grün = Scans sind in Deckung

5.6 Flächenabweichung

Zur besseren Vergleichbarkeit der Daten wurde zusätzlich eine Oberflächenanalyse der Scans vorgenommen. Die Datensätze wurden hierzu mittels eines Best-Fit-Algorithmus mit einem digitalen Referenzdatensatz (ATOS Core, GOM mbH) gematcht und die mittleren Punkt- zu Punkt-Abweichungen der überlagerten Scans registriert. Die Daten wiesen auch bei der Auswertung der Oberflächenabweichungen Ausreißer auf, sodass die Werte insgesamt nicht normalverteilt waren und daher wiederum der Mediantest mit anschließenden paarweisen Vergleichen und Bonferroni-Holm-Korrektur zur Auswertung herangezogen wurde.

5.6.1 Positive Flächenabweichungen

In Bezug auf die positiven Flächenabweichungen unterschieden sich alle Scanner signifikant, bis auf Cara Trios und True Definition Scanner (dekalibriert). In Bezug auf die Abweichung zur Referenz konnte der True Definition Scanner (kalibriert) die besten Werte erzielen, gefolgt von Cara Trios, True Definition Scanner (dekalibriert), Lava C.O.S. und CEREC Omnicam. Auffällig ist die sehr niedrige Standardabweichung des True Definition Scanner (kalibriert) und insbesondere auch die im Vergleich ebenfalls sehr niedrige Standardabweichung der CEREC Omnicam. Die Omnicam erzielte in dieser Messung in Bezug auf die Standardabweichung den zweitniedrigsten Wert, obwohl die Abweichung zur Referenz in Bezug auf die Richtigkeit den größten Wert der Messung repräsentierte.

Tab. 39: Abweichungen zur Referenz: Positive Abweichungen im Flächenvergleich

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	27,83	26,75	± 3,81
True Def Dekal	66,92	58,80	± 22,44
Cara Trios	59,50	54,85	± 24,49
Lava C.O.S.	117,29	112,30	± 30,82
CEREC Omnicam	210,06	214,00	± 14,09

Tab. 40: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – Pos. Abw.

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	p< 0,05	-	n.s.	p< 0,05	p< 0,05
Cara Trios	p< 0,05	n.s.	-	p< 0,05	p< 0,05
Lava C.O.S.	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	-	p< 0,05
CEREC Omnicam	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	-

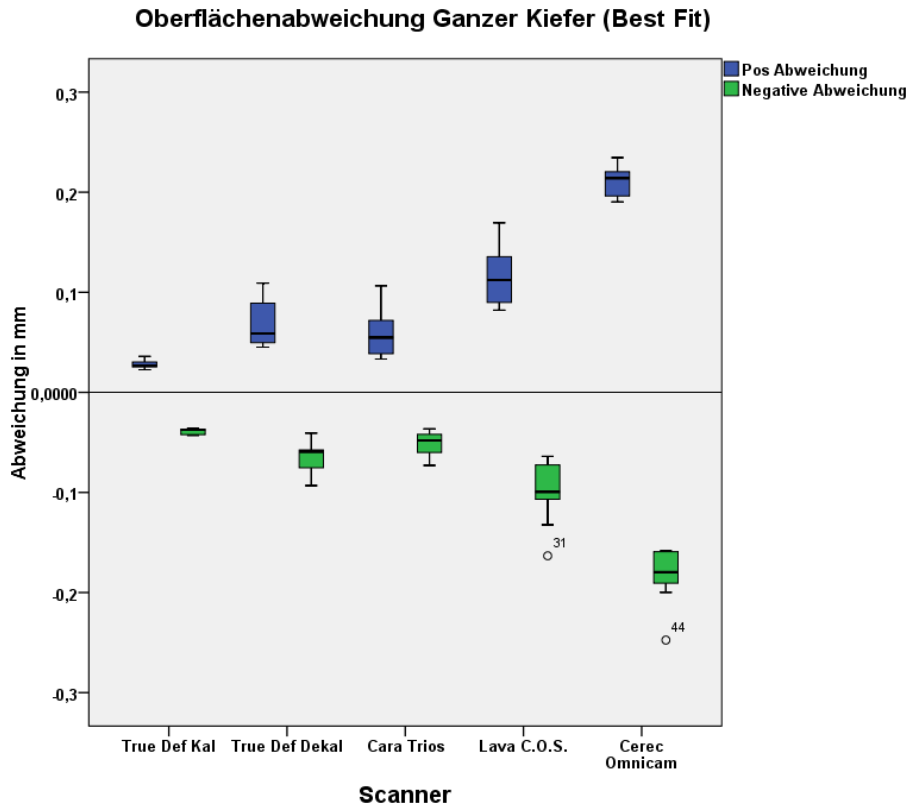


Abb. 54: Positive und negative Flächenabweichung

5.6.2 Negative Flächenabweichungen

In Bezug auf die negativen Flächenabweichungen unterschied sich der True Definition Scanner (dekalibriert) nicht signifikant von Lava C.O.S. und Cara Trios. Darüber hinaus unterschied sich der Cara Trios zusätzlich auch nicht signifikant vom True Definition Scanner (kalibriert). Alle übrigen Scanner unterschieden sich signifikant voneinander. In Bezug auf die Abweichungen zur Referenz ergab sich eine ähnliche Reihenfolge wie bei der Messung der positiven Abweichungen. Der True Definition Scanner (kalibriert) erzielte die geringste Abweichung, die CEREC Omnicam die höchste. Zudem war die Standardabweichung der Omnicam bei dieser Messung etwas höher und stand damit nur noch an vierter Stelle der gemessenen Werte. Allerdings waren alle Standardabweichungen insgesamt sehr gering.

Tab. 41: Abweichungen zur Referenz: Negative Abweichungen im Flächenvergleich

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	-38,83	-37,35	± 2,79
True Def Dekal	-64,37	-59,10	± 17,16
Cara Trios	-50,44	-48,00	± 11,36
Lava C.O.S.	-100,73	-99,45	± 30,04
CEREC Omnicam	-182,81	-179,60	± 26,79

Tab.: 42: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – Neg. Abw.

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p< 0,05	n.s.	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	p< 0,05	-	n.s.	n.s.	p< 0,05
Cara Trios	n.s.	n.s.	-	p< 0,05	p< 0,05
Lava C.O.S.	p< 0,05	n.s.	p< 0,05	-	p< 0,05
CEREC Omnicam	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	-

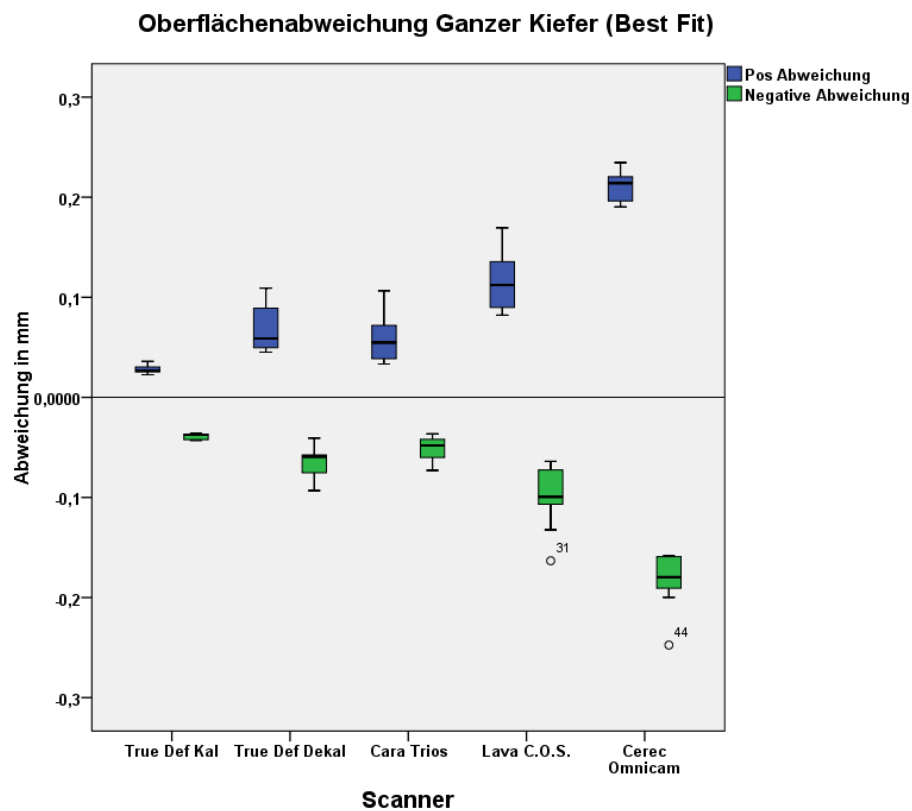


Abb. 55: Positive und negative Flächenabweichung

5.6.3 Flächenabweichungen insgesamt

Um eine Aussage über die gesamte Flächenabweichung treffen zu können, wurden die Beträge der Abweichungen summiert und Mittelwerte gebildet, die entsprechend untereinander verglichen wurden. In Bezug auf die positiven Flächenabweichungen unterschieden sich alle Scanner signifikant, bis auf Cara Trios und True Definition Scanner (dekalibriert). In Bezug auf die Abweichung zur Referenz konnte der True Definition Scanner (kalibriert) die besten Werte erzielen, gefolgt von Cara Trios, True Definition Scanner (dekalibriert), Lava C.O.S. und CEREC Omnicam. Auffällig war die sehr niedrige Standardabweichung des True Definition Scanners (kalibriert) und insbesondere auch die, im Vergleich ebenfalls sehr niedrige Standardabweichung, der CEREC Omnicam. Die Omnicam erzielte in dieser Messung in Bezug auf die Standardabweichung den zweitniedrigsten Wert, obwohl die Abweichung zur Referenz den größten Wert der Messung repräsentierte.

Tab. 43: Abweichungen zur Referenz: Abweichungen im Flächenvergleich insgesamt

Scanner	Abweichung Mittelwert	Abweichung Median	Standardabweichung
True Def Kal	33,33	31,88	± 2,98
True Def Dekal	65,64	59,00	± 19,29
Cara Trios	54,97	51,43	± 17,54
Lava C.O.S.	109,01	105,98	± 29,86
CEREC Omnicam	196,44	194,33	± 13,89

Tab. 44: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – Abw. Insg.

Scanner	True Def Kal	True Def Dekal	Cara Trios	Lava C.O.S.	CEREC Omnicam
True Def Kal	-	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05
True Def Dekal	p< 0,05	-	n.s.	n.s.	p< 0,05
Cara Trios	p< 0,05	n.s.	-	p< 0,05	p< 0,05
Lava C.O.S.	p< 0,05	n.s.	p< 0,05	-	p< 0,05
CEREC Omnicam	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	p< 0,05	-

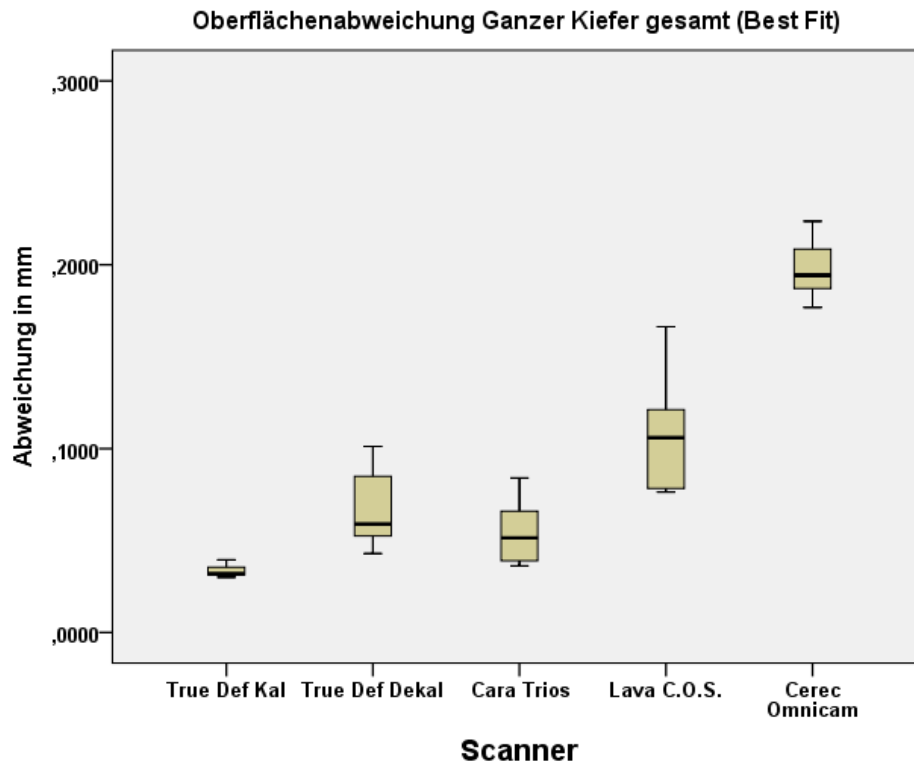


Abb. 56: Flächenabweichung insgesamt

5.7 Zusammenfassung der Ergebnisse

Bei allen durchgeführten Untersuchungen ergaben sich für den True Definition Scanner (kalibriert) statistisch die geringsten Abweichungen in Bezug auf die Referenzmessung und im Vergleich zu den übrigen Scannern. Einzig in Bezug auf die Koordinaten-Abweichung zur Referenz in z-Richtung ergaben sich für den True Definition Scanner (kalibriert) signifikant schlechtere Werte, als in allen anderen Messungen. Hier schnitt der True Definition Scanner (kalibriert) auch im Vergleich mit den anderen Scannern signifikant schlechter ab. Insgesamt am schlechtesten fielen die Messungen für die CEREC Omnicam über alle Testreihen hinweg aus. Jedoch ist festzustellen, dass die Omnicam insbesondere bei Quadrantenmessungen teilweise, trotz geringer Richtigkeit, eine hohe Präzision, also eine geringe Standardabweichung aufwies.

In Bezug auf die Abweichungen von Distanzen, Winkeln und dreidimensionalen Punktverschiebungen in Relation zur Referenzmessung (RS1: THOME CMM) ergaben sich jedoch zwischen den getesteten Scannern in Bezug auf die in der Nullhypothese formulierten

Punkte a) bis c) insgesamt immer signifikante Unterschiede. Teilweise unterschieden sich alle Geräte signifikant voneinander, teilweise konnten auch zwischen einzelnen Geräten bei einigen Messungen keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Es konnte jedoch keine Testreihe durchgeführt werden, in der sich keiner der Scanner signifikant voneinander unterschied.

Auch in Bezug auf den Punkt d) der Nullhypothese, der Oberflächenanalyse auf Basis einer Best-Fit-Überlagerung mit einem optischen Referenzscan (RS 2: ATOS Core), wurden signifikante Unterschiede zwischen den Geräten festgestellt. Insgesamt wurden hier jedoch wesentlich geringere Abweichungen zur Referenz ermittelt, als dies bei den Messungen nach Punkt a) bis c) der Fall war. Zwar wiesen nicht alle Geräte signifikante Unterschiede untereinander auf, aber es konnte nicht wie gefordert festgestellt werden, dass keine statistisch relevanten Unterschiede zwischen den getesteten Geräten in Bezug auf die zu untersuchenden Parameter der Nullhypothese vorhanden waren.

Die Nullhypothese musste somit in allen Punkten verworfen werden.

6 Diskussion

6.1 Methodenkritik

Um die Genauigkeit von intraoralen Scanverfahren, sowohl bei Implantat- als auch bei konventionellen Abformungen zu ermitteln, wird von den meisten Autoren, in den bisher zu diesem Thema veröffentlichten Studien, eine Auswertung der Scans durch direkte Überlagerung der Datensätze mit einem Referenzdatensatz anhand eines Best-Fit-Algorithmus durchgeführt. Dabei erfolgt eine Ausrichtung von Referenzdatensatz und Studienscans anhand der Punktwolken, indem der mittlere Abstand zwischen allen Punkten des Referenzdatensatzes und den korrespondierenden Punkten der Studienscans so klein wie möglich gewählt wird. ^[24, 26, 27] Diese Methode stellt eine etablierte Messmethode dar, um Oberflächenabweichungen zu registrieren und wird so auch in der Industrie eingesetzt. Allerdings lässt sich mit dieser Messmethodik nur eine größtenteils quantitative Aussage über die Abweichungen von Referenz- zu Studiendaten treffen, indem festgestellt werden kann, dass überhaupt Abweichungen bestehen. Maximal ist es möglich, zwischen negativen und positiven Abweichungen zu unterscheiden und ggf. anhand der visuellen Darstellung der Messungen anhand eines Farbplots eine generelle Aussage über die räumliche Verzerrung von Studienscan zu Referenzscan zu treffen.^[84] Es ist hingegen mit dieser Methodik nicht möglich, exakt zu bemessen in welche Richtung die Scans tatsächlich im Vergleich zur Referenz abweichen, das heißt also an welcher Stelle des Scans bestimmte Punkte oder Teilbereiche des Scans in x-, y-, und z-Richtung abweichen und damit wo genau räumliche Verzerrungen des Scans auftreten. Dies ist jedoch insofern interessant, da nur so exakt festgestellt werden kann, wo und wann bei einem Intraoralscan die größten Abweichungen auftreten und ist insbesondere im Hinblick auf die bei Implantatabformungen geforderte Präzision des Abformverfahrens entscheidend. Deutlich wird dies im Hinblick auf die Forderung nach einem passiven Sitz der späteren prothetischen Restauration auf den Implantataufbauten.^[92] Um diesem Prinzip möglichst nahe zu kommen, ist eine möglichst präzise Abformung erforderlich. Zum Zeitpunkt dieser Studie lagen noch keine vergleichbaren Studien vor, die intraorale Scansysteme bei Implantatabformungen im Hinblick auf diese Forderung untersucht haben. Autoren wie GIMENEZ et al.^[41] oder VAN DER MEER et al.^[109] untersuchten zwar jeweils in vitro Set-Ups Implantatabformungen mit

intraoralen Scans, jedoch war es bei ihrem Studienaufbau nicht möglich, Messungen innerhalb eines definierten Koordinatensystems vorzunehmen, es konnte also lediglich anhand von Distanzmessungen zwischen den Implantaten eine Aussage über die räumliche Verzerrung der Scans getroffen werden.^[41, 109] Eine genauere Analyse anhand der x-, y-, und z-Koordinaten konnte hingegen nicht vorgenommen werden. Einzig GÜTH^[47] und Kollegen haben bisher anhand ihres „Münchener Bar-Modells“ einen in vitro Studienaufbau vorgestellt, mit dessen Hilfe Koordinatenmessungen innerhalb der Scans möglich waren.^[47] Bei diesem Set-Up war es jedoch nur möglich anhand des Balkens eine definierte Abweichung über den ganzen Kiefer zu messen. Darüber hinaus wurde ein vollbezahntes Modell verwendet, was ebenfalls einen Einfluss auf die Genauigkeit der digitalen Abformungen genommen haben könnte, da die intraoralen Scanner bei bezahnten Kieferanteilen genauer arbeiten, als bei unbezahnten Kiefern. PATZELT^[79] stellte diesbezüglich in zwei verschiedenen Studien erhebliche Unterschiede bezüglich der Richtigkeit intraoraler Scans fest wenn ein bezahnter oder ein unbezahnter Kiefer gescannt wird.^[79, 80] Im Rahmen dieser Studie wurde daher ein entsprechendes Studienmodell entwickelt, mit dessen Hilfe eine Vermessung der Studiencans anhand mehrerer Implantatpositionen sowohl über den ganzen Kiefer als auch im Quadranten in einem definierten Koordinatensystem vorgenommen werden konnte. Um möglichst alle Anforderungen an die digitalen Abformsysteme im Modell abbilden zu können, wurde darauf geachtet, dass neben den Implantataufbauten sowohl bezahnte, als auch unbezahnte Kieferabschnitte vorhanden waren. Dennoch konnten Einflussfaktoren, die die Genauigkeit von Scans in vivo beeinflussen nicht getestet werden. KURZ^[63] stellte diesbezüglich in einer in vitro Studie fest, dass Faktoren wie die Oberflächenbeschaffenheit oder auch die Feuchtigkeit der zu scannenden Oberflächen einen Einfluss auf die Scangenaugigkeit haben.^[63] In vivo existieren derzeit jedoch noch keine Studien, die eine exakte dreidimensionale Abweichung von intraoralen Scandaten untersuchen. Die Möglichkeit, sämtliche Messungen innerhalb eines definierten Koordinatensystems vorzunehmen, ist eine Grundvoraussetzung dafür, um dreidimensionale Abweichungen exakt bemessen zu können. Dazu ist es notwendig, die Daten anhand einer identischen Referenzstruktur innerhalb des immer gleichen Koordinatensystems auszurichten. Bei der Vermessung von reellen Patientenkiefen stellt sich die Problematik, dass eine solche einheitliche Referenzstruktur aufgrund der gegebenen biologischen Variabilität nicht gegeben ist. Auf diesen Umstand weist auch KUHR^[62] im Rahmen seiner Studie hin. Dennoch ist mit dem Untersuchungsaufbau von KUHR et al.^[62] eine erste Methode geschaffen worden, die räumliche Verzerrung von

intraoralen Scans über den ganzen Kiefer sichtbar zu machen.^[62] Allerdings lässt sich auch mit diesem Studienaufbau weiterhin keine exakte Aussage treffen wo genau und in welcher Richtung die Scanner im Verlauf des Scans Fehler produzieren. Um eine geeignete Messmethode zu entwickeln, erschien es daher sinnvoller zunächst ein in vitro Set-Up zu untersuchen, um so die Methodik an sich zu evaluieren.

6.1.1 Urmodell und Vermessungsaufbauten

In Bezug auf die Materialeigenschaften des Modells, musste das Modell, im Hinblick auf die geforderte Messgenauigkeit, möglichst unempfindlich gegenüber thermischen oder mechanischen Irritationen sein. Die Wahl für die Vermessungsaufbauten fiel daher auf Edelstahl, da dieses Material von seinen mechanischen Eigenschaften äußerst robust gegenüber äußeren Einwirkungen ist und somit ein unveränderliches Urmodell gewährleistet werden konnte. Auch andere Autoren gaben dem Material aus diesem Grund den Vorzug.^[84] Die Oberfläche des Materials ist aufgrund der Materialeigenschaften metallisch glänzend und könnte daher eine mögliche Fehlerquelle beim Scannen mit optischen Abformsystemen gewesen sein. Es wurde daher zunächst überlegt, die Flächen der Referenzquader anzurauen, jedoch wäre es möglich gewesen, dass sich die Oberfläche im Lauf der Studie durch mechanische Irritationen oder auch Puderapplikation abnutzt oder verändert und nicht mehr die ursprüngliche Ausgangssituation gewährleistet werden kann. Andere Autoren kamen zudem zu dem Schluss, dass metallische Oberflächen innerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs keinen maßgeblichen Einfluss auf die Genauigkeit von intraoralen Scansystemen ausüben.^[63] Aufgrund der Beständigkeit des Materials wurde daher Edelstahl gegenüber anderen Materialien vorgezogen.

Da die Vermessung des Modells hauptsächlich über die Auswertung der Implantatpositionen und der Referenzstrukturen durchgeführt wurde, wurden sowohl Referenzquader als auch Implantataufnahmeröhrchen in Edelstahl konstruiert. Der übrige Teil des Modells, eine Kunststoffmaske eines realen Patientenkiefers, diente in erster Linie der Simulation einer möglichst klinischen Situation und musste daher nicht dieselben, konstanten Materialeigenschaften der Vermessungsaufbauten aufweisen.

Um die unter Punkt 6.1 geschilderten Forderungen an das Messverfahren zu gewährleisten, musste das Urmodell insbesondere eine definierte und unveränderliche Referenzstruktur aufweisen, um ein konstantes Koordinatensystem zu generieren und bei allen Messungen in

sämtlichen Datensätzen anwenden zu können. Dies wurde durch die auf der Metallbasis fest montierten Messquader im ersten und zweiten Quadranten gewährleistet. Die Position des Messquaders am distalsten Punkt des ersten Quadranten wurde gewählt, um die maximale Abweichung innerhalb eines Ganzkieferscans feststellen zu können. Da jeder Scan eine Aneinanderreihung von gematchten Einzelbildern entlang eines fortlaufenden Scanpfades ist, potenzieren sich Matchingfehler, sodass bei einem Scandurchlauf, beginnend im zweiten Quadranten in Regio 27 bis zum Messquader in regio 17, an dieser Stelle der größte Fehler zu messen ist. Damit unterscheidet sich der Aufbau des Modells von dem Modell das WEGNER und WESKOTT^[116] zur Ermittlung der Dimensionsgenauigkeit von konventionellen Abformmaterialien und Methoden nutzten. Bei ihrem Modell wurde die Position für den Quader für die Erzeugung des Koordinatensystems zentral in der Mitte des Modells gewählt.^[116] Wäre die Position des Referenzquaders in dieser Studie ebenfalls an dieser Stelle gewählt worden, wären möglicherweise Abweichungen am Ende des Scanpfades maskiert worden, da der Abstand zum Ursprung des Koordinatensystems und damit der Messweg kleiner gewesen wäre. Darüber hinaus sollte es möglich sein sowohl Messungen im Quadranten, als auch über den ganzen Kiefer durchführen zu können, weshalb in regio 13, also möglichst nahe am Ende des zweiten Quadranten, ein weiterer Messquader platziert wurde. Im Rahmen der Versuche stellte sich jedoch heraus, dass dieser Messquader für eine Aussage über die Abweichungen im Quadranten nicht zwingend notwendig war, sodass dieses Element nicht weiter ausgewertet wurde. Tatsächlich ließen sich bereits über den Referenzquader in Regio 17 ausreichende Daten über die Abweichungen innerhalb der beiden Quadranten für sich erheben. Auf eine zusätzliche Auswertung des ersten Quadranten über den Referenzquader 13 wurde daher verzichtet. Die Vermessungsaufbauten für die Implantate wurden so gewählt, dass eine Austauschbarkeit von Implantatsystemen gewährleistet werden konnte. Da in dieser Studie jedoch zunächst die Messmethodik untersucht werden sollte, fand dieser Aspekt im Rahmen dieser Studie keine weitere Beachtung. Es sollte jedoch die Möglichkeit geschaffen werden in Folgestudien weitere Implantatsysteme untersuchen zu können. Wichtiger war jedoch, dass die Implantate unveränderlich im Modell mittels einer Madenschraube fixiert werden konnten, sodass eine reproduzierbare Position für die verschiedenen digitalen Abformungen gewährleistet werden konnte. Eine Problematik des Modellaufbaus waren die verhältnismäßig hohen Scanaufbauten im Zusammenspiel mit zahnlosen Kieferabschnitten. Dies könnte ebenfalls eine mögliche Fehlerquelle dargestellt haben, wodurch ggf. höhere Abweichungen zustande gekommen sein könnten. Die intraoralen Scansysteme messen zumeist in einem bestimmten fokalen Abstand,

weshalb vergleichsweise hohe Aufbauten zu Problemen bei der Datenerfassung geführt haben könnten.^[36]

6.1.2 Scanvorgang

Bei den Studienscans wurden zunächst sämtliche Aufnahmen der puderfrei arbeitenden Systeme durchgeführt. Dabei stellte sich heraus, dass die Omnicam ohne zusätzliche Puderschicht keine vollständige Aufnahme generieren konnte. Dies könnte zum einen darauf zurückgeführt werden, dass das Modell größere zahnlose Bereiche aufwies und ggf. aufgrund der metallischen Reflektionen der Vermessungsaufbauten Scanfehler entstanden sind, die nicht mehr ausgeglichen werden konnten. Die teils erheblichen Artefakte wurden bereits in Kapitel 4.4.2 geschildert. Es erfolgten daher zunächst alle Scans mit dem puderfreien Cara Trios System, dann alle Scans mit dem moderat zu pudernden Modell mit dem True Definition Scanner (kalibriert und dekalibriert) und abschließend die Scans mit flächendeckender Puderschicht mit der CEREC Omnicam. Mit der CEREC Bluecam hingegen konnte trotz flächendeckender Puderung keine vollständige Aufnahme angefertigt werden. Der Grund hierfür könnte darin liegen, dass die Vermessungsaufbauten aufgrund ihrer geometrischen Struktur zu stark von natürlichen Zähnen abweichen, wofür der Intraoralscanner ursprünglich konzipiert wurde.^[75] Zudem waren aufgrund der Höhe der Vermessungsaufbauten ggf. nicht alle Aufnahmen im geforderten Fokusabstand möglich. Ein artefaktfreier Scan des Urmodells war nicht durchzuführen. Aufgrund dieser Tatsache musste die CEREC Bluecam von der Studie ausgeschlossen werden.

In Bezug auf das Scanprotokoll haben vorausgegangene Studien gezeigt, dass die jeweilige Scanstrategie einen Einfluss auf die Genauigkeit der Scandaten haben kann.^[29, 76, 109] Es wurde daher bei allen Scans ein einheitlicher Scanpfad eingehalten, der zunächst einen Scan der Okklusalfächen, dann einen Scan der Vestibulärflächen im 45°-Winkel und einen Scan der palatinalen Flächen im 45°-Winkel beinhaltete. Dieses Scanprotokoll entspricht im Wesentlichen dem von ENDER und MEHL^[29] postulierten Scanpfad für videosequenzbasierte Scansysteme. Die Herstellerempfehlungen zum Zeitpunkt der Studie entsprachen ebenfalls im Wesentlichen dem geschilderten Verfahren bzw. wurde teilweise auch kein spezielles Scanprotokoll gefordert. Auf diese Weise sollte gewährleistet werden, dass das Scanprotokoll einen möglichst geringen Einfluss auf die Ergebnisse der Untersuchung hat. Allerdings wäre es möglich, dass möglicherweise andere Scanstrategien zu

anderen Ergebnissen hätten führen können. MEDINA-SOTOMAYOR et al.^[74] fanden jedoch in einer kürzlich veröffentlichten Studie heraus, dass das Scanprotokoll keinen Einfluss auf die Genauigkeit von intraoralen Ganzkieferscans hat.^[74] Dennoch wurden zur besseren Vergleichbarkeit alle Scans nach dem gleichen Scanprotokoll von einem einzigen Prüfer durchgeführt.

6.1.3 Datenerhebung

Distanzmessungen

Die Messung von linearen Abständen ist eine bewährte Methode, um räumliche Verzerrungen innerhalb eines Modells zu detektieren.^[38-42, 99, 109, 116] Auch in vivo findet diese Methode bereits Anwendung.^[6, 62, 101] Es kann so eine Aussage darüber getroffen werden, ob Verzerrungen vorliegen und auch darüber, ob diese Verzerrungen positiv oder negativ, das heißt eine Dehnung oder Stauchung des Modells beschreiben. Interessant ist bei diesem Ansatz, dass das Studienmodell und das Referenzmodell nicht mithilfe eines Best-Fit-Algorithmus überlagert werden müssen. Systemimmanent treten nämlich auch beim Überlagern bereits Fehler auf, anhand derer tatsächliche Abweichungen kaschiert werden könnten. Dieser Umstand wird im Kapitel 2.4 eingehend beschrieben. Die Messung von Distanzen bietet daher eine einfache Möglichkeit, diese Fehlerquelle zu umgehen und kann auch ohne definiertes Koordinatensystem durchgeführt werden. Allerdings lässt sich so nur eine eingeschränkte Aussage über die Verzerrung des Modells treffen. Eine detaillierte Auswertung der Richtung der Verzerrung nach x-, y-, und z-Koordinaten kann nicht erfolgen. Da diese Methode jedoch bereits in mehreren Studien angewandt wurde,^[38-42, 99, 109, 116] bietet sie die Möglichkeit, die Ergebnisse dieser Studie vergleichen und einordnen zu können, weshalb auch in dieser Studie Distanzen zwischen den einzelnen Implantatpositionen gemessen wurden.

Winkelmessungen

Um eine Aussage über die Richtung der Verzerrung bzw. Abweichung treffen zu können, ist es möglich, zusätzlich Winkelabweichungen zu messen. Im Rahmen dieser Studie konnten dabei an jeder Implantatposition über die Vermessungsaufbauten, den Scanbodies, zwei

Winkel, nämlich die Neigung und die Rotation in Bezug zur Referenzebene E1 des Koordinatensystems, gemessen werden. Auf diese Weise war es möglich, zusätzlich zu den Distanzmessungen eine Information zu erhalten, ob eine Rotation in der x-, bzw. y-Ebene, oder eine Neigungsänderung in der z-Ebene stattgefunden hat. Über die Höhe der Abweichungen konnte somit eine qualitative Aussage getroffen werden, an welcher Implantatposition voraussichtlich die größten Abweichungen innerhalb des Scans zu erwarten sind. Eine exakte Abweichung der Implantatpositionen in Bezug auf den Ursprung des Koordinatensystems konnte mit dieser Information jedoch noch nicht getroffen werden. Dies war erst durch die dreidimensionale Analyse der Implantatmittelpunkte nach Koordinaten möglich. Allerdings konnten die Ergebnisse der Koordinatenmessungen durch die Winkelmessungen validiert werden. Eine große Winkeländerung korreliert dabei mit einer großen Abweichung der räumlichen Position der Implantatmittelpunkte und umgekehrt. Auch Winkelmessungen sind bereits vielfach durchgeführt worden,^[4, 62, 109] allerdings mit den erwähnten Einschränkungen, dass keine exakte Aussage über die Richtung der Verzerrung getroffen werden kann.

Dreidimensionale Analyse nach Koordinaten

Die Auswertung der Implantatmittelpunkte nach Abweichungen in x-, y-, und z-Koordinaten stellte die aussagekräftigste Methode dar, um die Verzerrungen der Studienmodelle in Bezug zum Referenzmodell zu detektieren. Durch die annähernd symmetrische Verteilung der Implantate über vier Positionen über den gesamten Kiefer konnten so repräsentative Aussagen über die Verzerrungen der Scans im Quadranten, über die Frontzahnebene, sowie über den gesamten Kiefer getroffen werden. Allerdings darf nicht außer Acht gelassen werden, dass in diesem Fall nur vier einzelne Punkte untereinander und mit dem Referenzscan verglichen wurden. Zwar basieren diese Punkte auf konstruierten Geometrien, die auf den jeweiligen Teil-Daten der stl-Netze basieren, allerdings stellen sie nicht die Gesamtheit aller Punkte dar, wie dies bei einer reinen Oberflächenanalyse der Fall gewesen wäre. Bei der Oberflächenanalyse eines Flächenvergleichs können jedoch Fehler durch Anwendung einer Best-Fit-Überlagerung maskiert werden. Aus diesem Grund nahmen auch GÜTH et al.^[47] Abstand von dieser Methodik. Die Analyse der Einzelpunkte bot somit die beste Option, um eine Aussage über die tatsächliche Abweichung der Modelle über den gesamten Kiefer an verschiedenen Stellen im Verlauf des Scans treffen zu können. Allerdings ist es durchaus möglich, dass bei der Wahl anderer Messpunkte auch andere Ergebnisse gemessen werden

könnten. Die Auswahl der Punktpositionen erfolgte jedoch im Hinblick darauf, eine Auswahl von Punkten zu treffen, die möglichst repräsentativ über den ganzen Kiefer verteilt sind. Die Anzahl der Punkte wurde dabei durch die Anzahl der Vermessungsaufbauten, also in diesem Fall der Implantate und Scanbodies, begrenzt. Denn nur über diese Strukturen konnten, wie in Kapitel 4.5 beschrieben, reproduzierbar die gleichen Punkte auf jedem einzelnen Scandatensatz konstruiert werden. Insgesamt lässt sich jedoch feststellen, dass die Analyse der vier Implantatmittelpunkte eine gute Option darstellte, um eine repräsentative Aussage über die dreidimensionale Verzerrung des Modelles treffen zu können. Dabei war es möglich, die Abweichung der einzelnen Punktpositionen in jeder Richtung des Raumes zu definieren. Es bot sich damit die Möglichkeit festzustellen, in welche Richtung und um welchen Betrag der Scan in den vier definierten Positionen abwich. Im Vergleich zur Studie von GÜTH et al.^[47] konnten so nicht nur Aussagen über die dreidimensionale Verzerrung in x-, y-, und z-Richtung über den gesamten Kiefer getroffen werden, sondern auch innerhalb der einzelnen Quadranten und insbesondere über die Verzerrung des Modells beim Scannen der Front und dem damit einhergehenden Wechsel vom ersten zum zweiten Quadranten.

Direkte Flächenüberlagerung

Wie bereits erwähnt, stellt die direkte Oberflächenüberlagerung von Referenzdatensatz und Studiendatensatz immer noch die gängigste Methode dar, um die Genauigkeit von intraoralen Scandaten zu analysieren. Dabei werden alle Punkte der Punktwolke des Referenzdatensatzes mit allen Punkten des Studiendatensatzes verglichen und durch einen Best-Fit-Algorithmus die jeweils korrespondierenden Punkte bestmöglich in Deckung gebracht. Dabei untersucht der Algorithmus die linearen Punktabstände zwischen allen Punkten untereinander und ordnet jeweils die Punkte mit dem geringsten Abstand einander als korrespondierendes Punktpaar zwischen Referenzscan und Studienscan zu. Der Abstand der Punkte wird dabei durch Verschieben der Scans so klein wie möglich gehalten, sodass bei zwei identischen Scans ein Abstand von 0,00 mm zwischen allen Punkten untereinander resultiert. In der Praxis sind die Scans jedoch nicht untereinander identisch, sondern weisen allein schon in der Anzahl der Punkte innerhalb des Datensatzes Unterschiede auf. So muss der Algorithmus zunächst eine Vorauswahl treffen, welche Punkte überhaupt für die Überlagerung herangezogen werden und welche ausgeschlossen werden. In der Regel erfolgt danach eine Hauptausrichtung der Scans, in der eine verfeinerte Ausrichtung anhand von Punkten mit einem vorab definierten, maximalen Abstand zueinander erfolgt. Die meisten

Autoren treffen hierzu keine Aussage, einzig REHMANN, SICHWARDT^[84] und KUHR^[62] teilten in ihren Studien mit, dass der maximale Punktabstand für die Hauptausrichtung auf 10 µm beschränkt wurde. ^[62, 84] In Anlehnung an diese Studien wurde der maximale Suchabstand für die Hauptausrichtung in der vorliegenden Studie ebenfalls auf 10 µm beschränkt. Im weiteren Verlauf versucht der Algorithmus die Punktwolken von Referenz- und Studienscan so lange gegeneinander zu verschieben, bis alle korrespondierenden Punkte untereinander den geringstmöglichen Abstand aufweisen. Das grundlegende Problem der Flächenüberlagerung ist dabei, dass die Untersuchungen nicht nach einem einheitlichen Konzept durchgeführt werden. So nutzen verschiedene Autoren unterschiedliche Referenzscanner, die sich schon in Ihrer Scangenaugigkeit teilweise erheblich unterscheiden. So werden Referenzdatensätze auf Basis von Laborscannern,^[65, 69, 100] Laserscannern,^[84] industriellen, optischen Präzisionsscannern,^[5, 25, 79, 110] oder auch auf Basis eines Intraoralscanners generiert.^[88] Je nach verwendetem System kann die Messungenaugigkeit von wenigen Mikrometern bis zu mehreren Zehntelmillimetern betragen. Eine Auswertung auf Basis eines ungenaueren Referenzscanners, kann nur die Fehler detektieren, die größer sind als seine eigene Messungenaugigkeit. Es wäre daher empfehlenswert, wenn eine einheitliche Empfehlung bestünde, wie genau ein Referenzsystem messen können muss, um eine repräsentative Aussage treffen zu können. Darüber hinaus wäre es ebenfalls wünschenswert, wenn die genauen Parameter der Überlagerung durch die Autoren genannt werden. Andernfalls ist eine Vergleichbarkeit von Studien nicht gegeben. Zudem lässt sich mithilfe der direkten Oberflächenüberlagerung, wie bereits erwähnt nur eine begrenzt qualitative und wie erörtert ggf. nicht einmal eine vergleichbar qualitative Aussage über die Verzerrung eines Scans zur Referenz treffen. Es lässt sich nur feststellen, dass überhaupt eine Abweichung in einer bestimmten Größenordnung besteht. In welche Richtung der Scan genau abweicht und um welchen Betrag, lässt sich auf Basis einer Oberflächenanalyse gar nicht, bzw. nur unzureichend bestimmen. Zwar lässt die Darstellung der Flächenabweichung anhand eines Farbplots eine Aussage darüber treffen, inwieweit ein Scan gestaucht oder gedehnt erscheint. Es lässt sich jedoch nicht feststellen, wie genau diese Verzerrung im Verlauf des Scans entstanden ist. Es wäre theoretisch zum Beispiel möglich, dass der Scan nur in einem Quadranten verzerrt wurde, sodass eine Dehnung des Modells in einem Quadranten resultiert, der Best-Fit-Algorithmus würde aber versuchen, die Modelle in allen Bereichen bestmöglich aufeinanderzulegen. Im Ergebnis würde ein scheinbar in beiden Quadranten gedehntes, bzw. verzerrtes Modell entstehen, da der Best-Fit-Algorithmus versucht, Fehler zu minimieren und über das gesamte Modell zu verteilen. In der Praxis resultiert in beiden Fällen ein um den

gleichen Betrag gedehntes Modell, es lässt sich aber nicht mehr feststellen, wo und wann es gedehnt wurde und der Fehler lässt sich somit nicht analysieren oder beheben. Insofern stellt der Best-Fit-Algorithmus schon an sich eine Fehlerquelle dar. Dieser Fehler ist umso größer, je größer das zu untersuchende Scanobjekt und damit der Datensatz ist. Aufgrund dessen fordern einige Autoren, dass eine dreidimensionale Analyse von ganzen Kiefern möglichst unabhängig von einer Best-Fit-Ausrichtung erfolgen sollte.^[47] Dies war unter anderem ein Grund in dieser Studie eine alternative Messmethodik zu entwickeln. Um jedoch eine Vergleichbarkeit, wenn auch, wie oben geschildert, eine eingeschränkte, zu gewährleisten, wurde auch in dieser Studie eine zusätzliche Auswertung anhand einer Oberflächenüberlagerung vorgenommen. Für diese Auswertung wurde jedoch ein zweiter Referenzdatensatz auf Basis eines optischen Referenzscanners herangezogen, da die Koordinatenmessmaschine ausschließlich die geometrischen Strukturen der Vermessungsaufbauten und nicht auch den Rest des Modells erfassen konnte.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 Scanfehler allgemein

Beim Scannen mit intraoralen Scansystemen entstehen bei allen Systemen nicht vermeidbare, systemimmanente Matchingfehler. Dies ist so zu begründen, dass die Scansysteme zwar nach unterschiedlichen Aquisitionsprinzipien operieren, um eine Aufnahme zu erzeugen, die einzelnen aufgenommenen Bilder jedoch müssen, unabhängig davon ob der Scanner im Einzelbild oder Video-Modus arbeitet, zu einer zusammenhängenden, dreidimensionalen Darstellung zusammengesetzt werden. Dies geschieht, indem die Scans virtuell zusammengenäht, also gestitcht oder gematcht werden. Dabei müssen sich Teile der beiden Punktwolken der zu matchenden Einzelbilder überlappen, es wird also ein Best-Fit-Algorithmus angewandt. Bei diesem Prozess entstehen unweigerlich Fehler und je nach Anzahl der Bilder entstehen pro Matchingprozess neue Fehler, die sich immer weiter mit steigender Bilderzahl potenzieren. Da die Scanbereiche der Scanner aufgrund der geringen Platzverhältnisse in der Mundhöhle nicht beliebig groß sein können, müssen demnach mehr Bilder angefertigt werden, um einen Bereich zu scannen, als dies mit einem größeren Scanfeld, wie bei einem Extraoralscanner der Fall wäre. Durch mehr Bilder entstehen somit auch wieder mehr Matchingfehler.^[90] Dies ist der Grund, warum der gemessene Fehler jeweils zwischen den am weitesten voneinander entfernten Teilen eines Scans am größten ist.

Darüber hinaus spielen aber auch andere Faktoren eine Rolle, wie z.B. die Bewegung des Scankopfes beim Scan oder auch die Oberfläche des Scanobjekts und Umgebungseinflüsse wie Feuchtigkeit, Lichtverhältnisse und Platzangebot.^[29, 34, 39, 63, 76] Ein nicht zu vernachlässigender Faktor ist zudem die korrekte Kalibrierung^[84] sowie die verwendete Softwareversion und damit die Qualität des Matching-Algorithmus.^[49] Bereits FRIGERIO^[36] hatte in seiner Arbeit anhand des Active-Wavefront-Samplings sehr eindrücklich gezeigt welchen Einfluss der Algorithmus auf die Qualität des digitalen Modells hat.^[36]

6.2.2 Scanfehler speziell

Da es sich bei der Scanaufnahme um eine dreidimensionale Aufnahme handelt, können Matchingfehler auch in drei Dimensionen entstehen. Dies muss jedoch nicht immer in der gleichen Richtung stattfinden. Vielmehr können die Fehler auch beispielsweise einmal in positiver x-Richtung und einmal in negativer x-Richtung entstehen und eine Verzerrung so theoretisch gegenseitig aufheben. Insgesamt werden jedoch immer Scanfehler resultieren, die je nach verwendetem Gerät, Erfahrung des Behandlers, Scanpfad und Scanobjekt, sowie allen übrigen bereits unter Punkt 6.2.1 angesprochenen Faktoren größer oder kleiner ausfallen können.^[29, 39, 49, 59, 63, 74, 76, 84] Insbesondere wird darauf hingewiesen, dass die Matchingfehler zunehmen, wenn ganze Kiefer gescannt werden.^[84, 109] Einige Autoren vermuten, dass die weniger strukturierten und glatten Frontzähne einen Einfluss auf die Genauigkeit des Scans haben könnten.^[24, 26, 28] Weitere Autoren sehen auch zahnlose Schleimhautareale als Fehlerquelle an.^[80] Darüber hinaus werden nicht zuletzt auch externe Fehlerquellen wie Speichelfluss, Mundfeuchtigkeit, bewegliche Schleimhautareale, Behandlererfahrung und die Verformung des Unterkiefers als Größen genannt, die zu Ungenauigkeiten bei intraoralen Scans führen können.^[39, 63]

6.2.3 Vergleich der Scanner untereinander

Die getesteten Scansysteme unterschieden sich in allen Messungen signifikant voneinander. Zwar konnten bei einzelnen Messungen keine signifikanten Unterschiede zwischen den Geräten festgestellt werden, jedoch ließen sich immer signifikante Unterschiede zwischen einzelnen Geräten feststellen. Auffällig war, dass die CEREC Omnicam durch alle Messreihen hinweg die schlechtesten Ergebnisse in Bezug auf die Richtigkeit aufwies. Teilweise konnte aber trotz mangelnder Richtigkeit eine verhältnismäßig hohe Präzision, das heißt also eine kleine Standardabweichung, für die Ergebnisse festgestellt werden. Dies war

insbesondere der Fall, wenn einzelne Quadranten oder kurze Distanzen beobachtet wurden. Dies war z.B. bei den Distanzen Z1_Z2 oder Z3_Z4 der Fall. Eine mögliche Erklärung könnte sein, dass das CEREC System ursprünglich für den Scan von Einzelzähnen entwickelt wurde.^[75] Möglicherweise könnten mittlerweile mit neueren Softwareversionen für die Omnicam ggf. bessere Ergebnisse erzielt werden. Der Einfluss der Software sei deshalb an dieser Stelle noch einmal erwähnt.^[49] Darüber hinaus schien die Omnicam das Studienmodell nicht einfach erfassen zu können, sodass trotz des eigentlich puderfreien Systems ein Scanpuder verwendet werden musste, um artefaktfrei scannen zu können. Inwieweit hierdurch weitere Ungenauigkeiten entstanden sein könnten, muss hinterfragt werden. Zudem generierte die Omnicam sporadisch Ausreißer, da jedoch kein Grund bestand, die betreffenden Scans von der Studie auszuschließen, tragen sie zum insgesamt schlechteren Abschneiden der Omnicam bei. Der True Definition Scanner (kalibriert) wies im Gegensatz zur Omnicam nahezu in allen Messreihen die besten Ergebnisse auf. Auffallend waren dabei die hohe Richtigkeit und die geringe Standardabweichung, also die hohe Präzision der Scans. Einzig in Bezug auf die z-Achsenverschiebung wies der True Definition Scanner im Vergleich auffallend schlechte Messwerte bei gleichbleibend hoher Präzision auf. Dies könnte mit Matching-Fehlern beim Übergang vom ersten zum zweiten Quadranten und dem Scan der Front zusammenhängen. Insgesamt fällt auf, dass alle Systeme, die auf dem Active-Wavefront-Sampling basieren, über den ganzen Kiefer im Vergleich mit den anderen Scannern sehr gute Messungen ergeben. Dies könnte mit der Nutzung des Scanpuders zusammenhängen. Das Puder generiert über viele kleine Partikel ein Referenzpunktemuster,^[94] das den Stitchingprozess erleichtert und erklären könnte warum auch nach längeren Distanzen vergleichsweise kleine Matchingfehler auftreten. Der Cara Trios Scanner war das einzige System, das auf dem Prinzip der konfokalen Mikroskopie arbeitete. Es ergaben sich teilweise sehr gute Messwerte, insbesondere im Quadranten, aber auch über den gesamten Kiefer. In Bezug auf die Achsenverschiebung in y-Richtung wies der Scanner jedoch auffallend hohe Werte auf. Erwähnenswert ist, dass dieser Scanner ohne Anwendung von Puder in der Lage war, teilweise genauso gute Messwerte zu erreichen wie der True Definition Scanner. Im Vergleich von allen drei Systemen fällt auf, dass die Geräte mit verschiedenen Auflösungen arbeiten, das heißt, dass alle Geräte unterschiedlich viele Messpunkte generieren, um ein digitales Modell zu erstellen. Dabei erzeugen True Definition Scanner und Lava C.O.S. die größte Punktedichte, während Cara Trios bereits weniger und die Omnicam die wenigsten Punkte generiert, um ein dreidimensionales Bild zu erzeugen. Allerdings haben bereits mehrere Autoren festgestellt, dass nicht die Auflösung des Scans,

sondern die Messunsicherheit einen entscheidenderen Effekt auf die Qualität eines Scans hat.^[70, 73] Diesbezüglich sei an dieser Stelle noch einmal FRIGERIO^[36] erwähnt, der die Qualität des Matchingalgorithmus in Bezug auf die Genauigkeit von Scans in den Fokus rückt.^[36] Das heißt, der Software kommt eine maßgebliche Bedeutung zu, wenn es um die Verarbeitung von Scandaten und die Erzeugung von digitalen Modellen geht.^[49] Es lässt sich auf Basis der Ergebnisse dieser Studie feststellen, dass die drei verschiedenen Akquisitionsprinzipien unterschiedlich gut geeignet sind für die Anfertigung von Ganzkieferscans und digitalen Implantatabformungen. Bezüglich der Richtigkeit der Scans scheinen Systeme die auf Basis des Active-Wavefront-Samplings operieren die besten Ergebnisse erzielen zu können, Systeme die die konfokale Mikroskopie als Grundprinzip nutzen scheinen ebenfalls sehr genaue Daten über den gesamten Kiefer erheben zu können, sind aber insgesamt etwas ungenauer als Systeme die das Active-Wavefront-Sampling nutzen. Systeme auf Basis der aktiven Streifenlichtprojektion und Triangulation scheinen über den ganzen Kiefer erheblich ungenauer zu scannen als im Quadranten.

6.2.4 Einordnung der Ergebnisse in die Literatur

Bislang existieren nur wenige Studien, die die Dimensionsgenauigkeit digitaler, intraoraler Ganzkieferscans mit Implantatabformungen in Bezug auf dreidimensionale Verzerrungen anhand von x-, y-, und z-Koordinaten untersucht haben. Die meisten Autoren untersuchten lineare Distanzabweichungen und Winkeländerungen,^[38, 40, 107] oder aber es wurden Best-Fit-Überlagerungen zur Feststellung der dreidimensionalen Abweichung von Ganzkieferscans durchgeführt.^[26, 80, 110]

In Bezug auf die Messmethodik lässt sich diese Studie am ehesten mit der Studie von GÜTH et al.^[47] vergleichen. Hier wurden lineare Distanzabweichungen und dreidimensionale Punktverschiebungen über die Spanne eines ganzen Kiefers ermittelt. Dazu wurde ein, in ein in-vitro-Modell eines bezahnten Kiefers integrierter Metallbarren mittels einer Koordinatenmessmaschine vermessen. Diese Werte wurden mit den Messdaten der Abformungen desselben Modells anhand eines True Definition Scanners und einer konventionellen Abformung verglichen. Es wurde hierzu analog zur eigenen Studie keine Best-Fit-Ausrichtung von Referenz- und Studienscan vorgenommen. Zur Feststellung der dreidimensionalen Verschiebung des Modells wurden allerdings die jeweiligen Messwerte der x-, y-, und z-Koordinaten der beiden Messpunkte voneinander subtrahiert, um die

dreidimensionale Verschiebung der beiden Punkte gegeneinander im Koordinatensystem zu ermitteln. Dadurch wurde die Richtung der Distanzänderung der Barrenlänge ermittelt, also die Richtung der Distanzabweichung des Messbarrens. Leider wird aber keine Aussage getroffen, wie die einzelnen Punkte in Bezug auf ein gemeinsames Koordinatensystem voneinander abweichen, also wie die mittleren Koordinatenabweichungen der Messpunkte in Bezug auf die Referenz sind. Dies wurde aber in der vorliegenden Studie untersucht. Vergleichbar sind somit nur die Distanzmessungen zwischen den beiden Punkten. Hier haben die Autoren mittlere, lineare Distanzabweichungen von 80 μm zwischen den beiden distalsten Punkten des Scans festgestellt. Analog dazu wurde in der hier durchgeführten Studie in der gleichen regio (Z1_Z4) eine mittlere, lineare Distanzänderung von 99,69 μm gemessen (True Definition Scanner kalibriert). Damit wurden in beiden Studien ähnliche Werte ermittelt. Da die Autoren nur die Distanzabweichungen von der Referenz angeben und nicht die tatsächliche Kieferbreite bzw. die Länge des Barrens, kann der etwas schlechtere, mittlere Messwert in der hier vorliegenden Studie ggf. dadurch erklärt werden, dass in der hier durchgeführten Studie möglicherweise eine größere Distanz zwischen den beiden Messpunkten vorlag und somit auch eine größere Abweichung resultieren kann. Zudem untersuchten GÜTH et al.^[47] nur ein Scansystem.

GIMENEZ et al.^[38, 40] untersuchten anhand von in vitro Studien mehrere Scansysteme in Bezug auf Distanz- und Winkeländerungen von Intraoralscans in Relation zu einer Referenzmessung mittels einer Koordinatenmessmaschine. Die ermittelten Werte für die Distanzabweichungen sind in Bezug auf den True Definition Scanner im Quadranten und über den ganzen Kiefer vergleichbar. Für die Winkeländerungen ergaben sich ebenfalls fast identische Werte über den gesamten Kiefer. Für den Lava C.O.S. wurden jedoch wesentlich bessere Messwerte in Bezug auf die Distanzabweichungen ermittelt als in der vorliegenden Studie. Erklärbar wäre dies z.B. durch Einhaltung eines alternativen Scanpfades oder eine andere Softwareversion. Insbesondere in Bezug auf den Lava C.O.S. hatten andere Autoren bereits eine Relevanz bezüglich des Scanpfades und der Genauigkeit des Scanners festgestellt,^[29] auch wenn andere Autoren diese These in Bezug auf neuere Scanner widerlegen.^[74, 76] VAN DER MEER et al.^[109] ermittelten mit nur 23,5 μm linearer Distanzabweichung über den ganzen Kiefer ebenfalls einen wesentlich geringeren Wert als in der vorliegenden Studie. Allerdings wurde hier ein voll bezahnter Kiefer mit integrierten Scanbodies an drei Stellen vermessen. Das Fehlen von zahnlosen Anteilen könnte einen Einfluss auf die höhere Genauigkeit des Scanners gehabt haben. Außerdem waren die

Scanaufbauten wesentlich niedriger als in der hier durchgeführten Studie. Auch dies könnte die Scangenaugigkeit positiv beeinflusst haben, da der Scankopf weniger auf und ab bewegt werden musste, um die einzelnen Bereiche des Kiefers zu scannen.

In Bezug auf die Oberflächenabweichungen sind insbesondere die Scanner True Definition kalibriert und Cara Trios vergleichbar mit den Ergebnissen anderer Autoren. So fanden MEDINA-SOTOMAYOR et al.,^[73, 74] und VANDEWEGHE^[110] ähnliche Abweichungen für die beiden Scanner. VANDEWEGHE et. al.^[110] fanden auch für den Lava C.O.S. ähnliche Abweichungen wie in der vorliegenden Studie, während wiederum andere Autoren teilweise abweichende,^[28, 79, 80] aber auch ähnliche Werte ermitteln konnten.^[29] REHMANN und SICHWARDT^[84] ermittelten ähnliche Werte für einen dekalibrierten Scanner. Damit ergibt sich in Bezug auf den Lava C.O.S. eine eher inhomogene Studienlage. Festzustellen ist aber, dass alle Autoren eine geringere Richtigkeit über den gesamten Kiefer messen als im Quadranten. MÜLLER et al.^[76] fanden für einen Nachfolger des Cara Trios Systems mehr als doppelt so genaue Messwerte als in dieser Studie ermittelt wurden. Dies ist ein Indiz dafür, dass die Messtechnik der konfokalen Mikroskopie weiterentwickelt wird und für den Ganzkieferscan geeignet ist. Die Messwerte der CEREC Omnicam waren in allen Messungen, auch bei der Flächenüberlagerung, auffallend hoch. JEONG et. al.^[56] bestätigen jedoch die in dieser Studie ermittelten Messwerte für die Oberflächenabweichung der Omnicam. Die Autoren gaben eine mittlere Flächenabweichung von $197 \pm 4 \mu\text{m}$ an, die nahezu identisch mit dem selbst ermittelten Wert von $196,44 \mu\text{m} \pm 13,89$ ist. KUHR^[62] ermittelte mit $230 \pm 40 \mu\text{m}$ in vivo sogar noch höhere Werte. Andere Autoren, wie ENDER et. al.^[27, 29] kommen jedoch zu wesentlich besseren Ergebnissen für die Omnicam bzw. deren Vorgänger die Bluecam, die auf dem gleichen Funktionsprinzip basiert.^[26-29] Erklärbar ist dies ggf. damit, dass die Autoren nicht alle Messwerte in ihre Auswertungen mit aufnahmen, sondern je nach Studie die obersten und untersten 10-20% der Daten nicht mit berücksichtigten. Die hier durchgeführte Studie hat gezeigt, dass die Omnicam, respektive die Bluecam (aufgrund von extremen Artefakten von dieser Studie ausgeschlossen) zu Extremwerten neigt, eine solche Vorauswahl der Ergebnisse kann das Gesamtergebnis maßgeblich beeinflussen. Möglicherweise sind jedoch auch andere Gründe für die auffallend guten Messwerte der Omnicam denkbar. Dennoch fällt auf, dass die Autoren der Studien im Vergleich bessere Ergebnisse erzielen als die meisten übrigen Autoren, wie zum Beispiel auch PATZELT et al.,^[79, 80] die mit einer mittleren Flächenabweichung von $332,9 \pm 64,8 \mu\text{m}$ im bezahnten bis $558,4 \pm 616,2 \mu\text{m}$ im unbezahnten Kiefer für die CEREC Bluecam erheblich schlechtere Werte ermitteln.

Insgesamt ist festzustellen, dass die meisten Autoren in Bezug auf die Genauigkeit von Ganzkieferscans eine ähnliche Einteilung anhand der Funktionsprinzipien der Geräte ermitteln, wie in der hier durchgeführten Studie. So stellen die meisten Autoren für Scanner auf Basis des Active-Wavefront-Samplings die besten Ergebnisse fest, gefolgt von Scannern auf Basis der konfokalen Mikroskopie. Scanner auf Basis von Streifenlichtprojektion generieren oft die schlechtesten Messwerte im Vergleich untereinander. Einige wenige Autoren stellen für diese Geräte jedoch teilweise auffallend gute Ergebnisse fest.^[27, 29]

6.2.5 Deutung der Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigen, dass sich die Scanner in Bezug auf ihre dreidimensionale Dimensionsgenauigkeit bei digitalen Abformungen untereinander maßgeblich voneinander unterscheiden. Wichtiger als die Unterschiede zwischen den Scannern, ist jedoch, worin sich die Geräte ähneln. Alle Scanner machen beim Aufzeichnen und insbesondere beim Verarbeiten der Daten Fehler. Diese Fehler beziehen sich zunächst einmal auf die Richtigkeit der Scans. Durch die dreidimensionale Analyse der Koordinaten ließ sich jedoch feststellen, dass diese Fehler in vielen Fällen reproduzierbar an derselben Stelle des Scanprozesses immer in dieselbe Richtung entlang der Koordinatenachsen stattfanden. Das heißt also, dass die Scanner trotz der Fehler innerhalb der Scans eine hohe **Richtungs-Präzision** aufwiesen. Darüber hinaus wiesen einige Scanner zusätzlich eine generell hohe Präzision, also eine niedrige Standardabweichung bzw. Streuung der Messergebnisse, trotz teilweiser niedriger Richtigkeit, auf. Am besten lässt sich dies am Beispiel des True Definition Scanners (kalibriert) darstellen. Der Scanner wies in Bezug auf die x- und y-Koordinaten sowohl eine hohe Richtigkeit als auch eine hohe Präzision auf. In Bezug auf die z-Koordinaten wies er jedoch eine verhältnismäßig niedrigere Richtigkeit bei gleichbleibend hoher Präzision und hoher **Richtungs-Präzision** auf. Das heißt der Scanner war insgesamt sehr genau in Bezug auf Richtigkeit und Präzision, bis auf die richtige Ermittlung der z-Koordinaten. Allerdings wurden Messfehler immer in die gleiche Richtung generiert. Im konkreten Beispiel ergibt sich damit folgende in Abb. 57-59 dargestellte Situation. (Vergleiche hierzu auch Kap. 5.5)

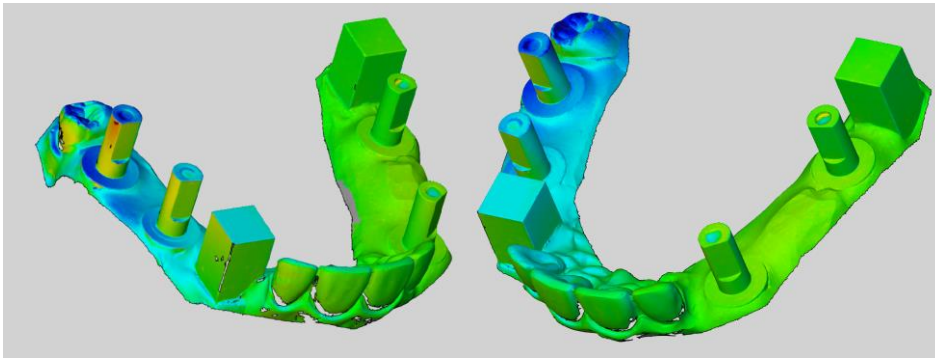


Abb. 57: Illustration der tatsächlichen Abweichung True Def kal als Farbplot

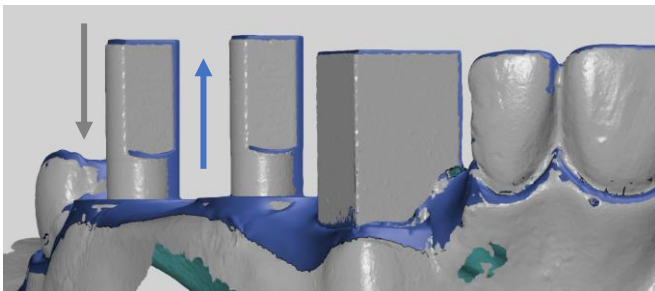


Abb. 58: Dreidimensionaler Versatz in z-Richtung
(Blau = Referenz, Grau = Scan True Def)

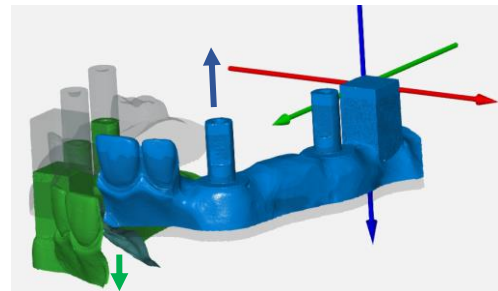


Abb. 59: Dreidimensionaler Versatz in z-Richtung - Illustration

Im Beispiel sind Referenz und Studienscan über das gleiche Koordinatensystem einander zugeordnet. Es lassen sich also alle Abweichungen in Bezug auf den Ursprung des Koordinatensystems auf P0 des Referenzquaders im ersten Quadranten beziehen. Die Grafiken zeigen, dass der Scanner im ersten Quadranten sehr exakt scannt und beim Scannen über die Front eine Verschiebung entlang der z-Achse stattfindet, die sich in den zweiten Quadranten fortsetzt und zu einer Potenzierung des Scanfehlers führen, wodurch der zweite Quadrant tiefer steht als der erste. Klinisch würde der jeweilige Behandler jedoch eher den Eindruck gewinnen, das Modell sei gestreckt oder gedehnt. Dies lässt sich an der bildlichen Darstellung in Abb. 60 und 61 erkennen.

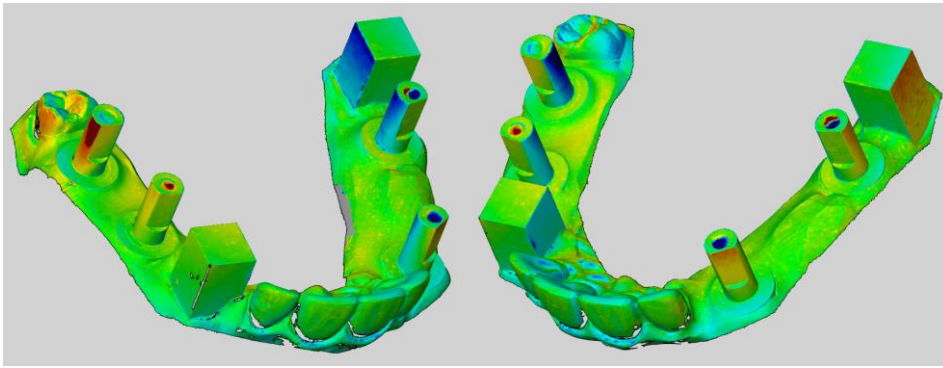


Abb. 60: Best-Fit-Ausrichtung True Def kal als Farbplot

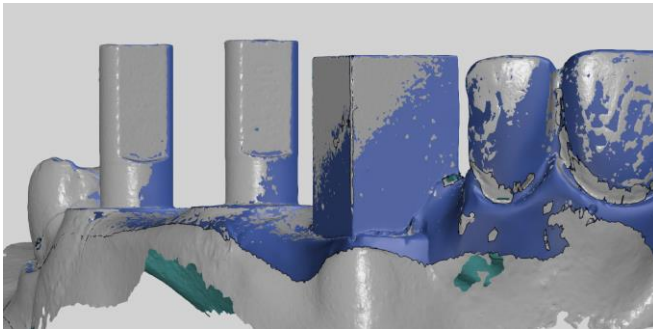


Abb. 61: Best-Fit-Ausrichtung True Def kal

(Blau = Referenz, Grau = Scan True Def)

In dieser Darstellung wurde derselbe Scan mithilfe eines Best-Fit-Algorithmus zur Referenz ausgerichtet. Dabei wird versucht, den reellen Fehler möglichst auf das gesamte Modell zu verteilen und es resultiert somit der Eindruck eines gestreckten Modells, da der tatsächlich in sich über die Front tordierte Kiefer einfach gedreht wird, bis alle Flächen bestmöglich aufeinander passen. Da jedoch der zweite Quadrant tatsächlich tiefer steht als der erste entsteht im hinteren, distalsten Bereich eine größere Distanz und damit in der Best-Fit-Darstellung ein scheinbar breiteres, gestrecktes Modell. Der tatsächliche Fehler wird also in dieser Darstellung maskiert und es wird ein Fehler in beiden Quadranten, insbesondere in x- und y-Richtung suggeriert. Tatsächlich liegt aber nur ein Fehler in z-Richtung vor, der zu einer Abweichung im ersten Quadranten führt, der in dieser Darstellung und auch in der klinischen Wahrnehmung so aber nicht auffällt. Natürlich weicht der Scan nicht nur in eine Richtung ab. Es entsteht also kein tatsächlicher Versatz in Regio der Frontzähne wie auf Abb. 58 dargestellt. Tatsächlich wird der Scan, wie zuvor schon erwähnt, über die Frontzahnebene gedreht also tordiert, aber eben hauptsächlich in z-Richtung. Dabei sinkt der erste Quadrant in z-Richtung ab. Dies ist zum besseren Verständnis nochmals auf Abb. 62 bildlich dargestellt.

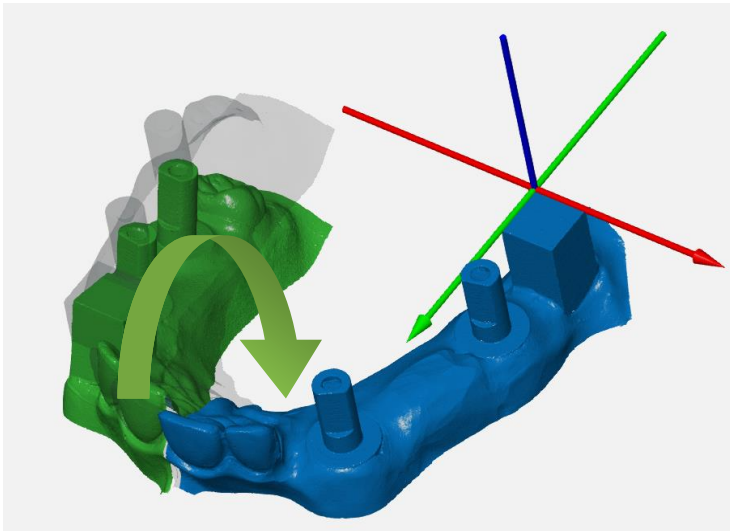


Abb. 62: Torsion des Scans über die Front

Wird der Scan jetzt aber über einen Best-Fit-Algorithmus mit der Referenz in Deckung gebracht, entsteht der beschriebene Eindruck, dass der Scan nicht nur hauptsächlich in z-Richtung, sondern auch in x- und y-Richtung abweicht. Dies wird in der Grafik in Abb. 63 und 64 illustriert.

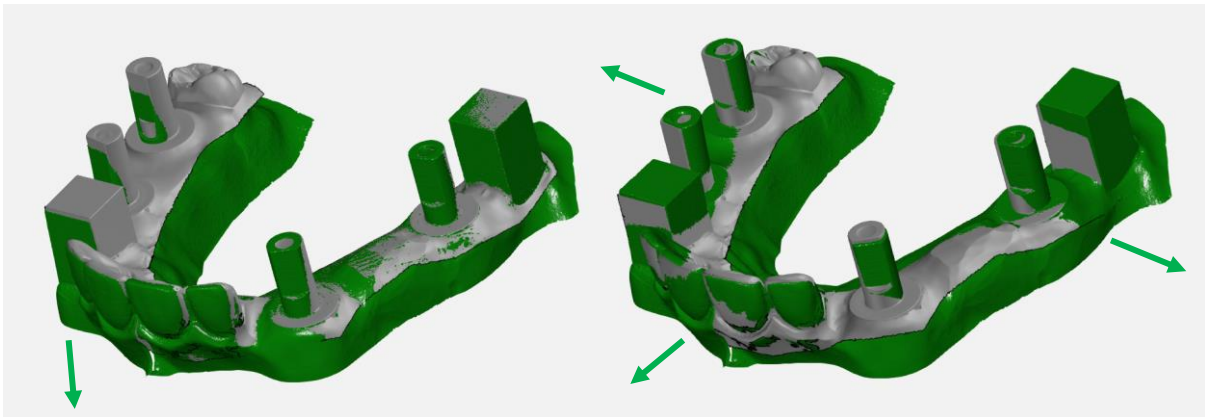


Abb. 63: Tordierter Scan in Relation zum Koordinatensystem ausgerichtet - Abweichung hauptsächlich in z-Richtung

Abb. 64: Tordierter Scan anhand von Best-Fit-Ausrichtung ausgerichtet - Abweichungen in x- und y-Richtung

Ähnlich stellt sich die Situation auch für den Cara Trios Scanner dar. In den meisten Messungen weicht der Scanner mit einer konstanten Richtungs-Präzision von der Referenz ab. Allerdings ist festzustellen, dass die generelle Präzision bei größeren Scanabschnitten sinkt, also eine höhere Standardabweichung resultiert. In x-Richtung weicht der Scanner im ersten Quadranten in negativer und im zweiten Quadranten in positiver Richtung ab, durch diese gegenläufige Verschiebung korrigiert der Scanner die Verzerrung des Modells in

diesem Fall teilweise. In y-Richtung weicht der Scanner wiederum mit hoher Richtungs-Präzision nur ins Negative ab. Hier weist der Scanner seine größte Abweichung auf. In Bezug auf die z-Achse weicht der Cara Trios Scanner zwar nicht mehr so stark von der Referenz ab, jedoch weist er hier genauso wie auch die CEREC Omnicam eine geringere Richtungs-Präzision im zweiten Quadranten auf, da hier Abweichungen sowohl in positiver als auch in negativer Richtung ermittelt werden konnten. Die Omnicam weicht in Bezug auf die x- und y-Achsen ebenfalls mit hoher Richtungs-Präzision ab und in Bezug auf den ersten Quadranten auch mit vergleichsweise hoher allgemeiner Präzision, also einer verhältnismäßig kleinen Standardabweichung. In z-Richtung sind die Werte analog zum Cara Trios inhomogen auf positive und negative Abweichungen verteilt, allerdings mit einer starken Tendenz in den positiven Abweichungsbereich.

Es ist also festzustellen, dass alle getesteten Scanner reproduzierbar an der gleichen Messstelle Fehler nahezu immer in die gleiche Richtung produzieren. Die Geräte weisen also eine hohe Richtungs-Präzision in Bezug auf die Richtung der Abweichung zur Referenz auf. Dies trifft für den Cara Trios und die Omnicam in Bezug auf die z-Achse allerdings nur teilweise zu. Insbesondere für die Systeme auf Basis des Active-Wavefront-Samplings lässt sich sowohl eine hohe Richtungs-Präzision als auch eine generell sehr niedrige Standardabweichung und damit eine hohe generelle Präzision feststellen.

6.2.6 Klinische Relevanz der Ergebnisse

In vielen Fällen wird die klinische Relevanz der Genauigkeit von Abformverfahren auf eine bestimmte Größenordnung, wie beispielsweise die Passgenauigkeit von Zahnersatz angegeben. Einige Autoren sehen eine mittlere Oberflächenabweichung von $<100\ \mu\text{m}$ bei Ganzkiefer-Intraoralscans als ausreichend genau für die Fertigung von Zahnersatz an.^[30, 76] Für diesen Fall müssten auf Basis der vorliegenden Ergebnisse dieser Studie alle Scanner bis auf den Lava C.O.S. und die CEREC Omnicam für die Fertigung von Zahnersatz auf Basis von Ganzkieferscans ausreichend genau sein. Für Implantatversorgungen ist derzeit noch kein Grenzwert bekannt, der beschreibt, wie genau eine intraorale Abformung sein muss, damit implantatgetragener Zahnersatz auf Basis der Ganzkieferscans angefertigt werden kann. Eine definitive Aussage ob die getesteten Intraoralscanner ausreichend genau für eine spätere Versorgung von Implantaten bei Ganzkieferscans abformen, kann also auf Basis dieser Studiendaten nicht getroffen werden.

Klinische Relevanz hat jedoch die Erkenntnis, dass alle getesteten Scanner Fehler beim matchen von Einzelbildern machen, die zu einer dreidimensionalen Verzerrung des digitalen Modells führen. Darüber hinaus scheint diese räumliche Verzerrung nach den Ergebnissen dieser Studie reproduzierbar an der gleichen Messstelle in die gleiche Richtung stattzufinden. Einige Scanner wie der True Definition Scanner weisen dabei zusätzlich eine hohe Präzision, also eine niedrige Standardabweichung, trotz der Abweichung in Bezug auf die Richtigkeit zur Referenz auf.

Auf Basis dieses Studienaufbaus war es möglich, anders als bei einer reinen Oberflächenüberlagerung, nicht nur eine quantitative Aussage über die Größenordnung der dreidimensionalen Abweichung zu treffen, sondern es konnte auch eine qualitative Aussage über den Ort der Entstehung und die Richtung von dreidimensionalen Verzerrungen innerhalb eines Intraoralscans getroffen werden.

Klinisch relevant ist dabei wiederum, dass im Umkehrschluss bei Kenntnis des Entstehungsortes und der entsprechenden Richtung von dreidimensionalen Abweichungen innerhalb von Intraoralscans ggf. eine softwareseitige Korrektur dieser Scanfehler möglich sein könnte.

In diesem Zusammenhang sei noch einmal auf den Einfluss von Matchingalgorithmen, also die softwareseitige Bearbeitung von 3D-Messdaten und damit auf die Bedeutung des Rechenprozesses zur Bearbeitung von Scandaten hingewiesen.^[36, 49, 90] Nicht das Auflösungsvermögen der Geräte bestimmt deren Genauigkeit, sondern die Messsicherheit der Systeme.^[73] Damit Hard- und Software der Geräte fehlerfrei miteinander kommunizieren und genaue Daten erheben können, ist eine suffiziente Kalibrierung erforderlich. Auf diesen Umstand weisen REHMANN und SICHWARDT^[84] noch einmal explizit hin.^[84] Auch in der vorliegenden Studie hat sich gezeigt, welchen Einfluss eine fehlerhafte Kalibrierung auf die Genauigkeit eines Scansystems haben kann. (Vergleiche hierzu Ergebnisse True Def kal und True Def dekal, Kap. 5)

Die Kalibrierung der Geräte findet, sofern möglich, im Allgemeinen über den Scan von statischen Referenzkörpern und Mustern statt, die auf die Scanköpfe aufgesteckt werden und bei unbewegtem Scankopf durchgeführt werden. Laborscanner und industrielle Präzisionsscanner, wie z. B. der ATOS Core, werden auf ähnliche Art und Weise kalibriert. Für einen stationären Laborscanner erscheint diese Art der Kalibrierung ausreichend, da keine Bewegung des Scanners beim Scannen selbst erfolgt. Intraoralscanner müssen jedoch beim Scannen sehr viel bewegt werden, um ein Objekt vollständig zu erfassen. Eine statische

Kalibrierung, analog zur Kalibrierung von Laborscannern, misst diesem Umstand jedoch keine Bedeutung zu. Die Kalibrierung erfolgt in vollständiger Ruhe der Scaneinheit. In Kenntnis der Ergebnisse dieser Studie wäre ggf. eine zusätzliche Kalibrierung der Intraoralscanner bei Durchführung eines Scans in Bewegung sinnvoll. Ein Referenzmodell ähnlich zu dem in dieser Studie verwandten Modell könnte dazu dienen, dreidimensionale Verzerrungen beim Scannen zu erkennen, um softwareseitige Korrekturen im Sinne eines Deep-Learning-Prozesses vornehmen zu können.

Ob eine solche aktive Kalibrierung sinnvoll ist, hängt im Wesentlichen von der Richtigkeit der Ergebnisse dieser Studie ab. Daher sind Folgestudien sinnvoll, um zu ermitteln, ob unter anderen Umständen, z. B. verschiedene Behandler, andere Scanpfade, andere Softwareversionen der Geräte oder auch unter klinischen Bedingungen andere Ergebnisse ermittelt werden.

Wie in Kapitel 2.1.1 beschrieben, fordern WÖSTMANN et al.^[97, 122, 124], eine Standardisierung des Prozesses der Abformung. Ein einheitlicher Standard für die Beurteilung der Genauigkeit von intraoralen Scannern im Sinne einer weiteren Standardisierung des digitalen Workflows wäre wünschenswert, um eine klinische Empfehlung ableiten zu können. Der hier abgebildete Studienaufbau könnte zu diesem Ziel beitragen. Weitere Studien, sowohl in vitro als auch in vivo zur Überprüfung dieser Ergebnisse sind notwendig.

6.3 Schlussfolgerung

In Bezug auf digitale Ganzkieferabformungen von Implantaten ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den getesteten Geräten bei allen Messungen. Die besten Ergebnisse ließen sich für den True Definition Scanner (kalibriert) feststellen, die schlechtesten Ergebnisse wurden für die CEREC Omnicam ermittelt. Die Ergebnisse der Oberflächenüberlagerung ließen sich weitestgehend mit den Ergebnissen aus der Literatur in Einklang bringen.

Darüber hinaus ermöglichte die in dieser Studie verwendete Methodik die Detektion von dreidimensionalen Verzerrungen innerhalb der Modelle an vier verschiedenen Positionen innerhalb des Scans. So konnte zusätzlich zur generellen Feststellung einer dreidimensionalen Abweichung via Best-Fit-Oberflächenanalyse eine von einem Best-Fit-Algorithmus unabhängige Analyse der Richtung der dreidimensionalen Verzerrungen an verschiedenen Positionen des Modells ermittelt werden. Die Dimensionsänderungen waren für alle Scanner unterschiedlich, erfolgten jedoch für jeden Scanner für sich weitestgehend immer nur in eine Richtung. Es sind weitere Studien notwendig, um die Ergebnisse dieser Studie zu validieren. Die in dieser Arbeit verwendete Methode an sich ist jedoch geeignet, um die Dimensionsänderungen innerhalb digitaler Scandatensätze in vitro zu ermitteln und eine Aussage über deren Richtung zu treffen.

7 Zusammenfassung

Die Genauigkeit von intraoralen Scans ist bereits vielfach in vitro und in vivo untersucht worden, sowohl im Hinblick auf die Passgenauigkeit von Restaurationen, die auf intraoralen Scans basieren,^[11, 16, 103] als auch die Oberflächenabweichung im Hinblick auf „Richtigkeit“ und „Präzision“^[24, 26, 27, 110], aber auch im Hinblick auf dreidimensionale Dimensionsänderungen wie Distanzen und Winkel.^[62, 109] Bisher hat aber die dreidimensionale Richtung der Dimensionsänderungen relativ wenig Beachtung gefunden.^[47] Insbesondere die Analyse der Koordinatenabweichungen von Messpunkten wurde bislang nicht näher betrachtet.

In dieser in vitro Studie wurde eine Methode entwickelt die dreidimensionale Verzerrung von digitalen Modellen bei Ganzkieferscans anhand der Koordinatenverschiebungen von einzelnen Messpunkten zu detektieren. Hierzu wurde ein Studienmodell entworfen, das über einen Referenzquader in einem definierten Koordinatensystem vermessen werden konnte. Punktmessungen erfolgten an vier Positionen, an denen jeweils ein Implantat integriert war, das mit einem Scanpfosten versehen wurde. Darüber hinaus konnten anhand der Scanpfosten auch Winkel und Distanzänderungen gemessen werden. Es waren somit Rückschlüsse über die Größenordnung und die Richtung der dreidimensionalen Verzerrung der digitalen Modelle möglich. Zusätzlich wurden Oberflächenvergleiche durchgeführt, indem die mittlere, senkrechte Abweichung aller Messpunkte mittels eines Best-Fit-Algorithmus zueinander ermittelt wurde. Das Modell wurde mit fünf verschiedenen, intraoralen Scansystemen (True Definition Scanner „kalibriert“, True Definition Scanner „dekalibriert“, Lava C.O.S., Cara Trios und CEREC Omnicam) jeweils zehnmal gescannt und die Daten anhand der Referenzdatensätze analysiert. Die Analyse erfolgte mittels der 3D-Analysesoftware GOM Inspect V8. Die statistische Analyse erfolgte mit SPSS 23.

Es zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den getesteten Systemen ($p < 0,05$). Der True Definition Scanner „kalibriert“ generierte die besten Messergebnisse, die CEREC Omnicam wies die höchsten Abweichungen im Vergleich mit den übrigen Scannern auf.

In Bezug auf die Dimensionsänderungen produzierten alle Scanner Fehler und daraus resultierende Dimensionsänderungen der digitalen Modelle. Diese Dimensionsänderungen erfolgten für jeden Scanner für sich in fast allen Messungen immer entweder nur in negative oder nur in positive Richtung entlang der drei Koordinatenachsen x, y und z. Die

Dimensionsänderungen innerhalb der Scans traten also reproduzierbar in eine bestimmte Richtung auf.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die in dieser Studie dargestellte Methode in der Lage ist Dimensionsänderungen von intraoralen Scandaten in Bezug auf Ihre Größenordnung und ihre Richtung in x-, y- und z-Richtung zu ermitteln. Die Ergebnisse dieser Studie müssen jedoch durch weitere Studien validiert werden.

8 Summary

The accuracy of intraoral scans has been subject to many investigations in vitro and in vivo. These investigations either examined the accuracy of intraoral scans regarding the final fit of restorations, which were produced based on intraoral scanning procedures^[11, 16, 103] or they investigated surface deviations regarding the terms “Trueness” and “Precision”.^[24, 26, 27, 110] Additionally, intraoral scans were examined regarding the three-dimensional changes of digital models with respect to linear distance or angle deviations.^[62, 109] However, until today the three-dimensional direction of these distortions within digital scan data has not been a frequent subject to research.^[47] Especially, the analysis of single point shifts within digital models regarding the shift of their cartesian coordinates in x-, y-, and z-direction has not been taken into consideration in current literature.

Within this in vitro study a method was developed to detect the three-dimensional distortions of digital scan models of complete jaw scans by analyzing the three-dimensional shift of separate measuring points within a constant cartesian coordinate system. An in vitro study model incorporating a metal reference cube for alignment within a clearly defined coordinate system was designed. Four dental implants equipped with scanning posts were placed in four positions across the entire model of the jaw. Within the positions of the implants and scanning posts point deviations of the implants center points in x-, y- and z-direction were inspected. Based on the distance between the scanning posts and their angulation towards the reference cube linear distance and angulation deviations could be detected. Thus, it was possible to draw conclusions regarding the direction and magnitude of the three-dimensional distortion within the digital scan data. In addition, superimposition of intraoral scan data with reference scan data was conducted in order to investigate the mean surface deviation across the entire surface of the digital models. For superimposition a best-fit-alignment was used which calculated the mean linear point to point deviation of all points within the point clouds of the digital models. The study model was scanned 10 times with each of the five intraoral scanning devices tested within this study. (3M True Definition Scanner “calibrated“, 3M True Definition Scanner “decalibrated“, Lava C.O.S., Cara Trios and CEREC Omnicam) The analysis of the scan data was executed within 3D-analysis software. (GOM Inspect V8) Statistical analysis was performed with SPSS 23.

Significant differences between the tested intraoral scanning devices could be detected. ($p < 0,05$) The True Definition Scanner “calibrated” achieved the best results whereas the

CEREC Omnicam generated the greatest scanning errors in comparison with the other scanning devices.

Regarding the dimensional changes of the digital scan data in comparison with the reference data set all scanners produced errors resulting in three-dimensional changes of the digital models. Among almost all measurements these dimensional changes, however, appeared to occur either in negative or in positive direction with respect to each of the three coordinate axes in x-, y-, and z-direction. Hence, the dimensional changes within the scans appeared to arise in a constant direction.

As a conclusion it can be noted that the method of analyzing intraoral scan data as portrayed in this study can detect three-dimensional distortions of digital scan models regarding the magnitude and the direction of these dimensional changes in x-, y- and z-direction. The results of this study need to be verified by further studies.

9 Literaturverzeichnis

1. Intraorale Scanner. *Digital dental magazin*: 50-55, 2015.
2. **3M-Espe**. Impregum Produktprofil 2005.
3. **3M**. True Definition Scanner. Technical Specifications. 2015.
4. **Alikhasi M, Siadat H, Nasirpour A, and Hasanzade M**. Three-Dimensional Accuracy of Digital Impression versus Conventional Method: Effect of Implant Angulation and Connection Type. *Int J Dent* 2018: 3761750, 2018.
5. **Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, and Papaspyridakos P**. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. *Clin Oral Implants Res* 28: 1360-1367, 2017.
6. **Andriessen FS, Rijkens DR, van der Meer WJ, and Wismeijer DW**. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: a pilot study. *J Prosthet Dent* 111: 186-194, 2014.
7. **Barrett MG, de Rijk WG, and Burgess JO**. The accuracy of six impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthodont* 2: 75-82, 1993.
8. **Beuer F, Schweiger J, and Edelhoff D**. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 204: 505-511, 2008.
9. **Beuer F SJ, Güth J-F, Edelhoff D**. Nach der IDS ist vor der IDS: Was kommt in der intraoralen Datenerfassung als Nächstes? *Quintessenz, Berlin* 63: 645-650, 2012.
10. **Bochers L**. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. *Georg Thieme Verlag*: 1-33, 2005.
11. **Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, and Wostmann B**. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig* 19: 2027-2034, 2015.
12. **Bortz J LG, Boehnke K**. Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik. *Springer Medizin Verlag Heidelberg* 3: 197-198, 2008.

13. **Brånemark P I.** Einführung in die Osseointegration. In: Brånemark P I, Zarb G A, Albrektsson T:
Gewebeintegrierter Zahnersatz. Osseointegration in klinischer Zahnheilkunde. *Quintessenz, Berlin:*
11-76, 1985.
14. **Brånemark P I AR, Breine U, Hansson B O, Lindstrom J, Ohlsson A.** Intra-osseous anchorage of
dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plastic Reconstr Surg* 3: 81-100, 1969.
15. **Brånemark P I HB, Adell R, et al.** Osseointegrated implant in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr surg (Suppl)*16: 1-13, 1977.
16. **Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, and Reich S.** The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow-the comparison of two systems. *Clin Oral Investig*, 2013.
17. **Burawi G, Houston F, Byrne D, and Claffey N.** A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *J Prosthet Dent* 77: 68-75, 1997.
18. **Carvalho CI, Mello JA, Sobrinho LC, Correr AB, and Sinhoreti MA.** Dimensional change of elastomeric materials after immersion in disinfectant solutions for different times. *J Contemp Dent Pract* 12: 252-258, 2011.
19. **Chen SY, Liang WM, and Chen FN.** Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *J Dent* 32: 603-609, 2004.
20. **Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, and Hodges JS.** Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent* 97: 349-356, 2007.
21. **Del Corso M, Aba G, Vazquez L, Dargaud J, and Dohan Ehrenfest DM.** Optical three-dimensional scanning acquisition of the position of osseointegrated implants: an in vitro study to determine method accuracy and operational feasibility. *Clin Implant Dent Relat Res* 11: 214-221, 2009.
22. **Duke P, Moore BK, Haug SP, and Andres CJ.** Study of the physical properties of type IV gypsum, resin-containing, and epoxy die materials. *J Prosthet Dent* 83: 466-473, 2000.

23. **Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, and Ow RK.** Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15: 662-667, 2000.
24. **Ender A, Attin T, and Mehl A.** In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent* 115: 313-320, 2016.
25. **Ender A and Mehl A.** Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision. *J Vis Exp*, 2014.
26. **Ender A and Mehl A.** Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent* 109: 121-128, 2013.
27. **Ender A and Mehl A.** Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *Int J Comput Dent* 14: 11-21, 2011.
28. **Ender A and Mehl A.** In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int* 46: 9-17, 2015.
29. **Ender A and Mehl A.** Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent* 16: 11-21, 2013.
30. **Ender A, Zimmermann M, Attin T, and Mehl A.** In vivo precision of conventional and digital methods for obtaining quadrant dental impressions. *Clin Oral Investig* 20: 1495-1504, 2016.
31. **Enkling N BS, Jöhren P, Meriske-Stern R.** Ein neues Vinyl-Siloxanether-Material zur Abformung von Implantaten und natürlichen Zähnen. *ZWR* 118, 2009.
32. **Faulstich A.** Optical Projection Grid, Scanning Camera comprising an optical Projection Grid and Method for generating an optical Projection Grid. *Patent US* 2010/0026963, 2010.
33. **Flugge TV, Att W, Metzger MC, and Nelson K.** Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont* 29: 277-283, 2016.
34. **Flugge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, and Metzger MC.** Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 144: 471-478, 2013.
35. **Franz G.** Hartgipsverarbeitung zur Erzielung präziser Modelle. *Das Dental-Labor* 29 65-70, 1980.

36. **Frigerio F.** 3-dimensional surface imaging using Active Wavefront Sampling. *Dissertation* Massachusetts Institute of Technology, 2006.
37. **Ghanem RA, Nassani MZ, Baroudi K, and Abdel Fattah A.** Dimensional accuracy of different techniques used for complete-arch multi-implant impressions. *J Investig Clin Dent* 7: 225-231, 2016.
38. **Gimenez-Gonzalez B, Hassan B, Ozcan M, and Pradies G.** An In Vitro Study of Factors Influencing the Performance of Digital Intraoral Impressions Operating on Active Wavefront Sampling Technology with Multiple Implants in the Edentulous Maxilla. *J Prosthodont* 26: 650-655, 2017.
39. **Gimenez B, Ozcan M, Martinez-Rus F, and Pradies G.** Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Triangulation Technology With Blue Light for Implants: Effect of Clinically Relevant Parameters. *Implant Dent* 24: 498-504, 2015.
40. **Gimenez B, Ozcan M, Martinez-Rus F, and Pradies G.** Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res* 17 Suppl 1: e54-64, 2015.
41. **Gimenez B, Ozcan M, Martinez-Rus F, and Pradies G.** Accuracy of a digital impression system based on parallel confocal laser technology for implants with consideration of operator experience and implant angulation and depth. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29: 853-862, 2014.
42. **Gimenez B, Pradies G, Martinez-Rus F, and Ozcan M.** Accuracy of two digital implant impression systems based on confocal microscopy with variations in customized software and clinical parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants* 30: 56-64, 2015.
43. **Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, and Kan JY.** Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 90: 121-132, 2003.
44. **Grossmann Y, Pasciuta M, and Finger IM.** A novel technique using a coded healing abutment for the fabrication of a CAD/CAM titanium abutment for an implant-supported restoration. *J Prosthet Dent* 95: 258-261, 2006.
45. **Gupta S, Narayan AI, and Balakrishnan D.** In Vitro Comparative Evaluation of Different Types of Impression Trays and Impression Materials on the Accuracy of Open Tray Implant Impressions: A Pilot Study. *Int J Dent* 2017: 6306530, 2017.

46. **Güth JF BF, Brandl S, Ramberger M, Schweiger J, and Edelhoff D.** Computer Aided Impressioning - Die Zukunft der Abformung? Computer Aided Impressioning - The future of impression taking? *Digital dental news* 4: 26-38, 2010.
47. **Guth JF, Edelhoff D, Schweiger J, and Keul C.** A new method for the evaluation of the accuracy of full-arch digital impressions in vitro. *Clin Oral Investig* 20: 1487-1494, 2016.
48. **Guth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, and Edelhoff D.** Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig* 17: 1201-1208, 2013.
49. **Haddadi Y, Bahrami G, and Isidor F.** Effect of Software Version on the Accuracy of an Intraoral Scanning Device. *Int J Prosthodont* 31: 375-376, 2018.
50. **Hamalian TA, Nasr E, and Chidiac JJ.** Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont* 20: 153-160, 2011.
51. **Hembree JH, Jr. and Nunez LJ.** Effect of moisture on polyether impression materials. *J Am Dent Assoc* 89: 1134-1136, 1974.
52. **Holst S, Blatz MB, Bergler M, Goellner M, and Wichmann M.** Influence of impression material and time on the 3-dimensional accuracy of implant impressions. *Quintessence Int* 38: 67-73, 2007.
53. **Hsu CC, Millstein PL, and Stein RS.** A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 69: 588-593, 1993.
54. **J V.** Abformwerkstoffe. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1* Stuttgart: Georg Thieme Verlag: 273-298, 2005.
55. **Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, and Lang BR.** Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 75: 314-325, 1996.
56. **Jeong ID, Lee JJ, Jeon JH, Kim JH, Kim HY, and Kim WC.** Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 115: 755-759, 2016.
57. **Joda T, Wittneben JG, and Bragger U.** Digital implant impressions with the "Individualized Scanbody Technique" for emergence profile support. *Clin Oral Implants Res*, 2013.

58. **Kahn RL and Donovan TE.** A pilot study of polymerization inhibition of poly (vinyl siloxane) materials by latex gloves. *Int J Prosthodont* 2: 128-130, 1989.
59. **Kim JH, Kim KB, Kim SH, Kim WC, Kim HY, and Kim JH.** Quantitative evaluation of common errors in digital impression obtained by using an LED blue light in-office CAD/CAM system. *Quintessence Int* 46: 401-407, 2015.
60. **Koeck B; Wagner W.** Praxis der Zahnheilkunde, 14 Bde. in 16 Tl.-Bdn., Bd.13, Implantologie. 2-6, 2003.
61. **König M; Rehmann P.** Abformung in der Implantologie. *ZWR* 12: 560-566, 2006.
62. **Kuhr F, Schmidt A, Rehmann P, and Wostmann B.** A new method for assessing the accuracy of full arch impressions in patients. *J Dent* 55: 68-74, 2016.
63. **Kurz M, Attin T, and Mehl A.** Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin Oral Investig* 19: 2035-2043, 2015.
64. **Lee H, So JS, Hochstedler JL, and Ercoli C.** The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent* 100: 285-291, 2008.
65. **Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, and Gallucci GO.** Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin Oral Implants Res* 26: 715-719, 2015.
66. **Lee SJ and Gallucci GO.** Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clin Oral Implants Res* 24: 111-115, 2012.
67. **Leonhardt A, Renvert S, and Dahlen G.** Microbial findings at failing implants. *Clin Oral Implants Res* 10: 339-345, 1999.
68. **Logozzo S ZE, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkitynen A.** Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering* 54: 203-221, 2014.
69. **Luthardt RG, Loos R, and Quaas S.** Accuracy of intraoral data acquisition in comparison to the conventional impression. *Int J Comput Dent* 8: 283-294, 2005.
70. **Luthardt RG QS, Rudolph H.** Maschinelle Herstellung von Zahnersatz. In: Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. *Deutscher Zahnärzte Verlag*: 67-94, 2007.
71. **Marxkors R.** Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. *Deutscher Zahnärzte Verlag; Auflage: 4*, 2007.

72. **Marxkors R MH, Geis-Gerstorfer J.** Abformung und Modellherstellung: Taschenbuch der zahnärztlichen Werstoffkunde. *Deutscher Zahnärzte Verlag*: 3-37, 2008.
73. **Medina-Sotomayor P, Pascual-Moscardo A, and Camps I.** Relationship between resolution and accuracy of four intraoral scanners in complete-arch impressions. *J Clin Exp Dent* 10: e361-e366, 2018.
74. **Medina-Sotomayor P, Pascual MA, and Camps AI.** Accuracy of four digital scanners according to scanning strategy in complete-arch impressions. *PloS one* 13: e0202916, 2018.
75. **Mormann WH.** The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 137 Suppl: 7s-13s, 2006.
76. **Muller P, Ender A, Joda T, and Katsoulis J.** Impact of digital intraoral scan strategies on the impression accuracy using the TRIOS Pod scanner. *Quintessence Int* 47: 343-349, 2016.
77. **Nassar U, Oko A, Adeeb S, El-Rich M, and Flores-Mir C.** An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period. *J Prosthet Dent* 109: 172-178, 2013.
78. **Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, and Assif D.** Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *J Prosthet Dent* 83: 161-165, 2000.
79. **Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, and Att W.** Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig* 18: 1687-1694, 2014.
80. **Patzelt SB, Vonau S, Stampf S, and Att W.** Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *J Am Dent Assoc* 144: 914-920, 2013.
81. **Persson A, Andersson M, Oden A, and Sandborgh-Englund G.** A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 95: 194-200, 2006.
82. **Powers JM SR.** Replicating Materials—Impression and Casting. *Craig's Restorative Dental Materials* Saint Louis: Mosby: 277-325, 2012.
83. **Quaas S.** Kommunikation ist alles- Schnittstellen der CAD/CAM- Systeme. *DIGITAL_DENTAL NEWS* 1, 2007.

84. **Rehmann P, Sichwardt V, and Wostmann B.** Intraoral Scanning Systems: Need for Maintenance. *Int J Prosthodont* 30: 27-29, 2017.
85. **Rehmann P SS, Gohlke H, Winkler G.** Präzisionsabformung. *DFZ* 54: 67-79, 2010.
86. **Reich S, Vollborn T, Mehl A, and Zimmermann M.** Intraoral optical impression systems--an overview. *Int J Comput Dent* 16: 143-162, 2013.
87. **Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, and Lauer A.** Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *J Prosthet Dent* 118: 36-42, 2017.
88. **Rhee YK, Huh YH, Cho LR, and Park CJ.** Comparison of intraoral scanning and conventional impression techniques using 3-dimensional superimposition. *J Adv Prosthodont* 7: 460-467, 2015.
89. **Rudolph H QS, Luthardt RG.** CAD/CAM–Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik. *Dtsch Zahnärztl Z* 58: 559-569, 2003.
90. **Rudolph H, Quaas S, and Luthardt RG.** Matching point clouds: limits and possibilities. *Int J Comput Dent* 5: 155-164, 2002.
91. **Rueda LJ S-MJ, Naylor WP, Goodacre CJ, Swartz ML.** The effect of using custom or stock trays on the accuracy of gypsum casts. *Int J Prosthodont* 9: 367-373, 1996.
92. **Sahin S and Cehreli MC.** The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 10: 85-92, 2001.
93. **Schaefer O, Schmidt M, Goebel R, and Kuepper H.** Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 108: 165-172, 2012.
94. **Schubinski P.** Die digitale Abformung - Computer Aided Impressioning (CAI). *Kurzreferate 2011 - 40 Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie eV*: 40-49, 2011.
95. **Seelbach P, Rehmann P, Schierz S, and Wöstmann B.** Die digitale Abformung - ein Wegweiser in die Zukunft? *Zahn Prax* 13, 2010.
96. **Seelbach P, Rehmann P, and Wöstmann B.** Digitale Abformverfahren in der zahnärztlichen Praxis. *ZMK* 26: 580-584, 2010.

97. **Seelbach P and Wöstmann B.** Abformung: konventionell oder digital? *Quintessenz, Berlin* 63: 1567-1575, 2012.
98. **Serrano JG, Lepe X, Townsend JD, Johnson GH, and Thielke S.** An accuracy evaluation of four removable denture systems. *J Prosthet Dent* 80: 575-586, 1998.
99. **Stimmelmayer M, Erdelt K, Guth JF, Happe A, and Beuer F.** Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model--a digital approach. *Clin Oral Investig* 16: 1137-1142, 2012.
100. **Stimmelmayer M, Guth JF, Erdelt K, Edelhoff D, and Beuer F.** Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit--an in vitro study. *Clin Oral Investig* 16: 851-856, 2012.
101. **Stimmelmayer M, Guth JF, Erdelt K, Happe A, Schlee M, and Beuer F.** Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw. *Clin Oral Investig* 17: 1929-1935, 2013.
102. **Sturdevant JR, Bayne SC, and Heymann HO.** Margin gap size of ceramic inlays using second-generation CAD/CAM equipment. *J Esthet Dent* 11: 206-214, 1999.
103. **Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, and Brodesser J.** Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 38: 553-559, 2010.
104. **T H.** Neuere Methoden in der konfokalen Mikroskopie. *Physikalische Blätter* 49: 489-491, 1993.
105. **Thome-Präzision.** 3D-Messmaschinen Katalog Übersicht. 2010.
106. **Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, and Anusavice KJ.** Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 26: 367-374, 2001.
107. **Tomita Y, Uechi J, Konno M, Sasamoto S, Iijima M, and Mizoguchi I.** Accuracy of digital models generated by conventional impression/plaster-model methods and intraoral scanning. *Dent Mater J* 37: 628-633, 2018.
108. **Ueda K, Beuer F, Stimmelmayer M, Erdelt K, Keul C, and Guth JF.** Fit of 4-unit FDPs from CoCr and zirconia after conventional and digital impressions. *Clin Oral Investig* 20: 283-289, 2016.

109. **van der Meer WJ, Andriessen FS, Wismeijer D, and Ren Y.** Application of intra-oral dental scanners in the digital workflow of implantology. *PloS one* 7: e43312, 2012.
110. **Vandeweghe S, Vervack V, Dierens M, and De Bruyn H.** Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 28: 648-653, 2017.
111. **Vigolo P and Millstein PL.** Evaluation of master cast techniques for multiple abutment implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8: 439-446, 1993.
112. **Watzek GM-P, G.** Zahnärztliche Implantate. *Thieme Verlag, Stuttgart*, 2000.
113. **Wee AG.** Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent* 83: 323-331, 2000.
114. **Wee AG, Aquilino SA, and Schneider RL.** Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 12: 167-178, 1999.
115. **Wee AG, Cheng AC, and Eskridge RN.** Accuracy of 3 conceptually different die systems used for implant casts. *J Prosthet Dent* 87: 23-29, 2002.
116. **Wegner K, Weskott K, Zenginel M, Rehmann P, and Wostmann B.** Effects of implant system, impression technique, and impression material on accuracy of the working cast. *Int J Oral Maxillofac Implants* 28: 989-995, 2013.
117. **Wimmer T, Gallus K, Eichberger M, and Stawarczyk B.** Complete denture fabrication supported by CAD/CAM. *J Prosthet Dent* 115: 541-546, 2016.
118. **Wismeijer D, Mans R, van Genuchten M, and Reijers HA.** Patients' preferences when comparing analogue implant impressions using a polyether impression material versus digital impressions (Intraoral Scan) of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 25: 1113-1118, 2014.
119. **Wöstmann B.** Die Abformung als Grundlage für eine langfristige prothetische Versorgung. *Zahnärztl Mitt* 95: 32-39, 2005.
120. **Wöstmann B.** Die Abformung präparierter Zahnhartsubstanz. *Zahnärztl Mitt* 10: 40-49, 1999.
121. **Wöstmann B.** Standardisierung bei der Versorgung mit festsitzendem Zahnersatz. *Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik, Köln: Deutscher Ärzteverlag*, 2010.

122. **Wöstmann B.** Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde. *Quintessenzverlag*, 1998.
123. **Wöstmann B.** Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 679-682, 1994.
124. **Wöstmann B, Powers, JM.** Abformkompendium. Präzisionsabformungen – Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. *3M Expertise*, 2009.
125. **Wöstmann B, Rehmann P.** Zahnärztliche Prothetik. Analoge vs. digitale Abformtechniken. *Der Freie Zahnarzt* 57: 78-86, 2013.
126. **Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, and Bilir H.** Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC oral health* 14: 10, 2014.
127. **Zaruba M and Mehl A.** Chairside systems: a current review. *Int J Comput Dent* 20: 123-149, 2017.
128. **Zimmermann M, Koller C, Rumetsch M, Ender A, and Mehl A.** Precision of guided scanning procedures for full-arch digital impressions in vivo. *J Orofac Orthop*, 2017.
129. **Zimmermann M, Mehl A, Mormann WH, and Reich S.** Intraoral scanning systems - a current overview. *Int J Comput Dent* 18: 101-129, 2015.

10 Anhang

10.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Polyethermakromolekül ^[124]	7
Abb. 2: Benzolsulfonsäureester als Katalysator der Reaktion ^[72]	7
Abb. 3: Polyetherkettenreaktion ^[124]	7
Abb. 4: Reaktionsmechanismus von Vinylpolysiloxan ^[124]	8
Abb. 5: CEREC AC Bluecam.....	17
Abb. 6: CEREC AC Omnicam.....	17
Abb. 7: Streifenlichtprojektion und Triangulation beim CEREC System.....	18
Abb. 8: Cara Trios Scanner.....	19
Abb. 9: Messprinzip der konfokalen Mikroskopie.....	20
Abb. 10: Lava C.O.S.....	21
Abb. 11: True Definition Scanner.....	21
Abb. 12: Active-Wavefront-Sampling.....	22
Abb. 13: Aufbau der Studie.....	35
Abb. 14: Urmodell.....	36
Abb. 15: Grundstruktur des Urmodells.....	36
Abb. 16: Schematische CAD-Zeichnung der Versuchsaufbauten.....	37
Abb. 17: Handstücke und Scanköpfe der verwendeten Scanner.....	38
Abb. 18: Artefakte CEREC Bluecam.....	39
Abb. 19: Artefakte CEREC Omnicam.....	39
Abb. 20: Koordinatenmessmaschine Rapid.....	41
Abb. 21: Vermessung mit Rubintaster.....	41
Abb. 22: GOM ATOS Core Scanner.....	42

Abb. 23: Konstruktion der Geometrien.....	43
Abb. 24: Konstruktion der Geometrien (Zylinder).....	43
Abb. 25: Konstruktion einer Vermessungsgeometrie auf den Scandaten.....	44
Abb. 26: Vollständig konstruierte Geometrien auf Gesamtscan mit Koordinatensystem.....	44
Abb. 27: Überlagerte Scans.....	45
Abb. 28: Überlagerte Scans als Farbplot.....	45
Abb. 29: Abweichungen zur Referenz - Strecke Z1_Z2.....	48
Abb. 30: Abweichungen zur Referenz - Strecke Z1_Z3.....	50
Abb. 31: Abweichungen zur Referenz - Strecke Z1_Z4.....	51
Abb. 32: Abweichungen zur Referenz - Strecke Z2_Z3.....	52
Abb. 33: Abweichungen zur Referenz - Strecke Z2_Z4.....	54
Abb. 34: Abweichungen zur Referenz - Strecke Z3_Z4.....	55
Abb. 35: Abweichungen zur Referenz – Strecken kumuliert.....	57
Abb. 36: Abweichungen zur Referenz – Neigungswinkel kumuliert.....	59
Abb. 37: Abweichungen zur Referenz – Rotationswinkel kumuliert.....	60
Abb. 38: Abweichungen zur Referenz – x-Koordinaten kumuliert (Beträge).....	62
Abb. 39: Abweichungen zur Referenz – y-Koordinaten kumuliert (Beträge).....	64
Abb. 40: Abweichungen zur Referenz – z-Koordinaten kumuliert (Beträge).....	65
Abb. 41: Abweichungen zur Referenz – x-Koordinaten kumuliert Quadranten (Beträge)...	68
Abb. 42: Abweichungen zur Referenz – y-Koordinaten kumuliert Quadranten (Beträge)...	70
Abb. 43: Abweichungen zur Referenz – z-Koordinaten kumuliert Quadranten (Beträge)...	72
Abb. 44: Abweichungen zur Referenz – x-Koordinaten kumuliert Quadranten (absolute Werte).....	73
Abb. 45: Illustration der Richtung der Verzerrung des Modells in Richtung der x-Achse beim Lava C.O.S.....	74
Abb. 46: Reale Position Lava C.O.S. Scan Nr. 2.....	75

Abb. 47: Abweichungen zur Referenz – y-Koordinaten kumuliert Quadranten (absolute Werte).....	75
Abb. 48: Illustration der Richtung der Verzerrung des Modells in Richtung der y-Achse bei der CEREC Omnicam.....	76
Abb. 49: Reale Position CEREC Omnicam Scan Nr. 7.....	77
Abb. 50: Abweichungen zur Referenz – z-Koordinaten kumuliert Quadranten (absolute Werte).....	77
Abb. 51: Illustration der Richtung der Verzerrung des Modells in Richtung der z-Achse beim True Definition Scanner.....	78
Abb. 52: Reale Position True Definition Scanner Scan Nr. 4.....	79
Abb. 53: Farbplot True Definition Scanner Scan Nr. 4.....	79
Abb. 54: Positive und negative Flächenabweichung.....	81
Abb. 55: Positive und negative Flächenabweichung.....	82
Abb. 56: Flächenabweichung insgesamt.....	84
Abb. 57: Illustration der tatsächlichen Abweichung True Def kal als Farbplot.....	102
Abb. 58: Dreidimensionaler Versatz in z-Richtung.....	102
Abb. 59: Dreidimensionaler Versatz in z-Richtung – Illustration.....	102
Abb. 60: Best-Fit-Ausrichtung True Def kal als Farbplot.....	103
Abb. 61: Best-Fit-Ausrichtung True Def kal.....	103
Abb. 62: Torsion des Scans über die Front.....	104
Abb. 63: Tordierter Scan in Relation zum Koordinatensystem ausgerichtet.....	104
Abb. 64: Tordierter Scan anhand von Best-Fit-Ausrichtung ausgerichtet.....	104

10.2 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Digitale Abformungen des ganzen Kiefers – in vitro Studien.....	27
Tab. 2: Verwendete Scanner und Softwareversionen.....	38
Tab. 3: Abweichungen zur Referenz: Strecke Z1_Z2.....	48
Tab. 4: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur Z1_Z2.....	48
Tab. 5: Abweichungen zur Referenz: Strecke Z1_Z3.....	49
Tab. 6: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur Z1_Z3.....	49
Tab. 7: Abweichungen zur Referenz: Strecke Z1_Z4.....	50
Tab. 8: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur Z1_Z4.....	51
Tab. 9: Abweichungen zur Referenz: Strecke Z2_Z3.....	52
Tab. 10: Tabellarische Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur Z2_Z3.....	52
Tab. 11: Abweichungen zur Referenz: Strecke Z2_Z4.....	53
Tab. 12: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur Z2_Z4.....	53
Tab. 13: Abweichungen zur Referenz: Strecke Z3_Z4.....	55
Tab. 14: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur Z3_Z4.....	55
Tab. 15: Abweichungen zur Referenz: Strecken kumuliert.....	56
Tab. 16: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur: Strecken kumuliert.....	56
Tab. 17: Abweichungen zur Referenz: Neigungswinkel kumuliert.....	58
Tab. 18: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur: Neigung kumuliert.....	58
Tab. 19: Abweichungen zur Referenz: Rotationwinkel kumuliert.....	60
Tab. 20: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur: Rotation kumuliert.....	60
Tab. 21: Abweichungen zur Referenz: x-Koordinaten kumuliert (Beträge).....	62

Tab. 22: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur: x kumuliert (Beträge).....	62
Tab. 23: Abweichungen zur Referenz: y-Koordinaten kumuliert (Beträge).....	63
Tab. 24: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur: y kumuliert (Beträge).....	63
Tab. 25: Abweichungen zur Referenz: z-Koordinaten kumuliert (Beträge).....	65
Tab. 26: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur: z kumuliert (Beträge).....	65
Tab. 27: Abweichungen zur Referenz: x-Koordinaten kumuliert – Quadrant I (Beträge).....	66
Tab. 28: Abweichungen zur Referenz: x-Koordinaten kumuliert – Quadrant II (Beträge).....	67
Tab. 29: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – Quadrant I.....	67
Tab. 30: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – x Quadrant.....	67
Tab. 31: Abweichungen zur Referenz: y-Koordinaten kumuliert – Quadrant I (Beträge).....	69
Tab. 32: Abweichungen zur Referenz: y-Koordinaten kumuliert – Quadrant II (Beträge).....	69
Tab. 33: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – Quadrant I.....	69
Tab. 34: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – Quadrant II.....	70
Tab. 35: Abweichungen zur Referenz: z-Koordinaten kumuliert – Quadrant I (Beträge).....	71
Tab. 36: Abweichungen zur Referenz: z-Koordinaten kumuliert – Quadrant II (Beträge).....	71
Tab. 37: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – Quadrant I.....	72
Tab. 38: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – Quadrant II.....	72
Tab. 39: Abweichungen zur Referenz: Positive Abweichungen im Flächenvergleich.....	80
Tab. 40: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – Pos. Abw.....	80
Tab. 41: Abweichungen zur Referenz: Negative Abweichungen im Flächenvergleich.....	82
Tab. 42: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – Neg. Abw.....	82
Tab. 43: Abweichungen zur Referenz: Abweichungen im Flächenvergleich insgesamt.....	83
Tab. 44: Auswertung nach Mediantest und Bonferroni-Holm-Korrektur – Abw. Insg.....	83

11 Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Ort, Datum

Unterschrift

12 Danksagung

Allen voran möchte ich mich bei meinem Doktorvater *Prof. Dr. Bernd Wöstmann* für die Überlassung des Themas für diese Doktorarbeit bedanken. Er ermöglichte mir die Durchführung aller Versuche in seiner Abteilung und hat mich die gesamte Zeit über jederzeit konstruktiv unterstützt.

Außerdem danke ich *Herrn Prof. Dr. Peter Rehmann* für die vielen guten Ratschläge und das Korrekturlesen des Textes.

Herrn Dipl. Ing. Michael Köhl danke ich für die technische Hilfestellung und die Einweisung in die Referenzgeräte THOME Rapid und ATOS Core.

Außerdem möchte ich mich bei meinen Mitdoktoranden und Kollegen *Sven, Anna, Viktor, Esther, Fabian, Johannes, Luisa und Patricia* für die schöne gemeinsame Zeit und gegenseitige Unterstützung bedanken.

Mein ganz besonderer Dank gilt meiner Familie, insbesondere *meinen Eltern*, die mich auf meinem gesamten Lebensweg begleitet und über mein Studium hinaus stets unterstützt und ermutigt haben. Ich danke an dieser Stelle auch meinen beiden Schwestern *Annika* und *Carola* für das gründliche Fehlerlesen.

Nicht zuletzt möchte ich mich von ganzem Herzen bei meiner Frau *Susanne* bedanken für ihre liebevolle Unterstützung und ihr Verständnis während meiner Dissertation und das gründliche Korrekturlesen der Arbeit.

13 Lebenslauf

Der Lebenslauf wurde aus der elektronischen Version der Arbeit entfernt